

ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE  
UNIVERSITÉ DU QUÉBEC

MÉMOIRE PRÉSENTÉ À  
L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE

COMME EXIGENCE PARTIELLE  
À L'OBTENTION DE LA  
MAÎTRISE AVEC MÉMOIRE  
EN GÉNIE DE LA PRODUCTION AUTOMATISÉE  
M. Sc. A.

PAR  
Anthony BARRAUD

ÉVALUATION DES NOUVELLES TECHNOLOGIES DE FABRICATION ADDITIVE  
DANS LE DÉVELOPPEMENT D'IMPLANTS ORTHOPÉDIQUES

MONTREAL, LE 3 AOÛT 2015



Anthony Barraud, 2015



Cette licence [Creative Commons](https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/) signifie qu'il est permis de diffuser, d'imprimer ou de sauvegarder sur un autre support une partie ou la totalité de cette œuvre à condition de mentionner l'auteur, que ces utilisations soient faites à des fins non commerciales et que le contenu de l'œuvre n'ait pas été modifié.

**PRÉSENTATION DU JURY**  
**CE MÉMOIRE A ÉTÉ ÉVALUÉ**  
**PAR UN JURY COMPOSÉ DE :**

Mme Natalia Nuño, directrice de mémoire  
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

M. Philippe Bocher, président du jury  
Département de génie mécanique à l'École de technologie supérieure

M. Matthew Toews, membre du jury  
Département de génie de la production automatisée à l'École de technologie supérieure

**IL A FAIT L'OBJET D'UNE SOUTENANCE DEVANT JURY ET PUBLIC**

**LE 15 JUILLET 2015**

**À L'ÉCOLE DE TECHNOLOGIE SUPÉRIEURE**





## **REMERCIEMENTS**

Je tiens à remercier tout d'abord ma directrice de recherche Natalia Nuño, qui m'a aidé et conseillé tout au long de ma maîtrise. Elle m'a permis de mieux comprendre le domaine de la recherche et d'appréhender les problématiques particulières liées à la rédaction scientifique.

Je remercie aussi Vladimir Brailovski, professeur au département de génie mécanique de l'ETS et Charles Simoneau étudiant au doctorat en génie mécanique à l'ETS, Philippe Bocher, professeur au département de génie mécanique à l'ETS et responsable du laboratoire LOPFA, et Nicolas Vanderesse, associé de recherche au LOPFA, et Chen Jianqiang, doctorant au LOPFA, pour leur collaboration lors de nos essais mécaniques et pour le développement des programmes de traitement d'images. Je remercie également, Fernando Quevedo, doctorant au LIO-ETS, et Michael Remeringer, associé de recherche au LIO-ETS, pour leurs conseils et aide tout au long de mon projet.

Mes remerciements vont aussi à M. Saadallah Bouhanik assistant de recherche au centre de recherche de l'hôpital Sainte Justine, qui m'a permis de découvrir la technologie de microCT-Scan et est resté très disponible pour répondre à toutes mes interrogations sur cette technologie.

Enfin, merci à l'ensemble des membres du LIO pour leur accueil au sein du laboratoire, ainsi qu'à toutes les personnes que j'ai pu solliciter lors de mes travaux de recherche.



# ÉVALUATION DES NOUVELLES TECHNOLOGIES DE FABRICATION ADDITIVE DANS LE DÉVELOPPEMENT DE PROTHÈSES ORTHOPÉDIQUES

Anthony BARRAUD

## RÉSUMÉ

Dans le cadre de remplacements de tissus osseux, on recherche de plus en plus à utiliser des prothèses durables et qui ne nécessiteront pas de réintervention tout au long de leur période de fonctionnement. En effet, pour la majorité des prothèses actuelles, on recense plusieurs problèmes qui affectent la durée de vie des implants. Notamment pour les prothèses de hanche pour lesquelles le phénomène de *stress shielding* mène à une résorption osseuse pouvant déboucher sur des descellements de prothèse qui nécessitent une nouvelle opération. Pour pallier ce problème, l'utilisation d'un matériau avec d'autres propriétés mécaniques est étudiée. Ce matériau sera fabriqué à l'aide d'une machine de fabrication additive de type Selective Laser Sintering (SLS).

L'objectif majeur de ce mémoire est la caractérisation, grâce à une série de tests, d'un matériau poreux à base de titane dont la structure poreuse est un motif répété régulièrement à l'échelle mésoscopique. Plusieurs champs sont étudiés. Le premier est la qualité de fabrication d'un point de vue dimensionnel de la machine SLS qui est utilisée pour la création de la structure. Le second aspect est la caractérisation mécanique de ces échantillons et la création d'un protocole d'essais en vue d'autres essais pour d'autres géométries de porosité. Des essais de compression ont donc été réalisés sur les échantillons fabriqués, d'une part des essais de compression continus sur certains échantillons pour obtenir les propriétés mécaniques de nos structures poreuses et d'autre part des essais de compression par incréments pour visualiser la plastification de nos échantillons lors de la compression.

**Mots clés :** fabrication additive, SLS, titane poreux, essais mécaniques, essais de compression, microtomographie.



# **EVALUATION OF NEW TECHNOLOGIES OF ADDITIVE MANUFACTURING IN ORDER TO DESIGN ORTHOPEDIC PROSTHESES**

Anthony BARRAUD

## **ABSTRACT**

In the area of bone replacement, we try to improve the longevity of prosthesis which will not require a new surgery to replace it. Indeed, for the majority of the current prosthesis, there are some issues that can shorten the life of the implants. Especially for hip replacements which are subject to stress shielding. This phenomenon leads to bone resorption and in some cases to a detachment of the prosthesis or to complex fractures of the femoral head. These problems both require a new surgery. To overcome this problem, we study the use of a new material which will have better mechanical properties for the prosthesis use. This material will be manufactured with an additive manufacturing machine, with a Selective Laser Sintering (SLS) technology.

The major objective of this study is to characterize, through a series of tests, a new porous material based of titanium powder which is made of regular-based mesoscopic porous structure. Several fields are studied. The first one is the quality of the Selective Laser Sintering (SLS) machine which will be used to produce our samples. The second field is about mechanical characterization of our samples and about the preparation of a test procedure for further testing of other samples with different pore geometries. Compression tests were performed on some of our samples. First we have done some continuous compression tests and then some incremented compression tests to visualize yielding phenomenon when we compress the samples.

**Keywords:** additive manufacturing, SLS, porous titanium, mechanical tests, compression tests, microtomography.



## TABLE DES MATIÈRES

	Page
INTRODUCTION .....	1
CHAPITRE 1 REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE .....	3
1.1 Implants orthopédiques .....	3
1.1.1 Définition .....	3
1.1.2 Principaux fabricants de prothèses orthopédiques .....	4
1.1.3 Problèmes liés à l'implantation de prothèses orthopédiques .....	5
1.2 Le phénomène de « stress shielding » .....	6
1.2.1 Définition .....	6
1.2.2 Solutions apportées par la littérature à ce phénomène .....	6
1.3 État de l'art de la fabrication additive .....	7
1.3.1 Fabrication « classique » .....	7
1.3.1.1 Définition .....	7
1.3.1.2 Inconvénients de la fabrication « classique » .....	8
1.3.2 Définition de la fabrication additive .....	9
1.3.3 Techniques existantes .....	9
1.3.4 La technologie SLS .....	10
1.3.4.1 Méthode de fabrication .....	11
1.3.4.2 Particularités de la technologie SLS .....	12
1.4 Utilisation de la fabrication additive dans la fabrication d'implants orthopédiques ...	12
1.4.1 Matériaux mis en forme par fabrication additive .....	12
1.4.1.1 Les métaux .....	12
1.4.1.2 Les céramiques .....	13
1.4.1.3 Les plastiques .....	14
1.4.2 Avantages de la fabrication additive pour le domaine biomédical .....	15
1.4.2.1 Personnalisation du design .....	15
1.4.2.2 Rentabilité pour de petites et moyennes séries .....	16
1.4.2.3 Possibilité de création de porosités contrôlées .....	18
1.4.3 Description de la norme ISO_13314_2011 .....	28
1.4.4 Conclusion .....	30
CHAPITRE 2 OBJECTIFS DE L'ÉTUDE .....	31
CHAPITRE 3 CONCEPTION ET FABRICATION DES ÉCHANTILLONS POREUX .....	33
3.1 Conception des échantillons .....	33
3.1.1 Structures poreuses en titane .....	33
3.1.2 Choix des dimensions des échantillons .....	36
3.2 Fabrication des échantillons .....	38
3.3 Étude des échantillons fabriqués .....	40
3.3.1 Premières observations suite à la fabrication .....	40
3.3.2 Préparation des échantillons pour les essais .....	42

3.3.3	Évaluation géométrique des échantillons.....	44
3.3.3.1	Évaluation géométrique à l'aide d'un microscope confocal:.....	44
3.3.3.2	Méthode de traitement d'images à l'aide du logiciel ImageJ ....	45
3.3.3.1	Premières observations sur les prises de clichés.....	48
3.3.3.2	Méthode de contrôle global non destructif ( $\mu$ CT-scan).....	49
3.3.3.3	Premières observations sur la technique de prise d'images.....	51
3.4	Analyse dimensionnelle.....	51
3.4.1	Méthode d'analyse des barres dans nos échantillons :.....	51
3.4.2	Résultats obtenus après traitements .....	54
3.4.2.1	Échantillon B500P500 .....	56
3.4.2.2	Échantillon B500P1000 .....	57
3.4.2.3	Échantillon B1000P2000 .....	59
3.4.2.4	Remarques générales sur les échantillons.....	61
3.5	Discussion sur la technique de fabrication SLS pour la création de nos échantillons.....	65
3.5.1	Respect des dimensions nominales.....	65
3.5.2	Problèmes liés à l'inclinaison des barres .....	65
CHAPITRE 4 CARACTÉRISATION MÉCANIQUE DE LA STRUCTURE POREUSE.....		67
4.1	Premiers essais de compression : compression à la rupture .....	67
4.1.1	Méthodologie de l'essai .....	67
4.1.1.1	Matériel utilisé .....	67
4.1.1.2	Mode opératoire des essais de compression à la rupture .....	70
4.1.2	Calcul de la rigidité du montage .....	71
4.1.3	Méthode de calcul des propriétés mécaniques.....	73
4.1.4	Résultats des essais de compression à la rupture .....	77
4.1.4.1	Échantillon de B500P500 .....	77
4.1.4.2	Échantillon de B500P1000 .....	79
4.1.4.3	Échantillon de B1000P2000 .....	80
4.1.4.4	Comparaison des propriétés mécaniques des 3 échantillons .....	82
4.1.4.5	Comparaison entre le modèle numérique de B500P1000 et l'échantillon testé en compression complète .....	83
4.1.5	Discussion .....	85
4.2	Essais de compression par incréments.....	86
4.2.1	Méthodologie de l'essai .....	87
4.2.2	Résultats.....	88
4.2.3	Conclusions sur les essais de compression par incréments .....	94
CONCLUSION.....		97
RECOMMANDATIONS .....		101
LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES.....		103



## LISTE DES TABLEAUX

	Page
Tableau 1.1	Résultats des tests de compression pour les échantillons EBM, Tirée de Heidl (2008).....22
Tableau 1.2	Configuration des échantillons des essais de Parathasandy, Tirée de Parathasandy (2010).....24
Tableau 3.1	Diamètres barres/pores pour la fabrication .....34
Tableau 3.2	Choix possibles pour le retrait de support.....43
Tableau 3.3	Récapitulatif des dimensions moyennes de nos échantillons selon les plans et les couples taille de barre et taille de pore : a) B500P500; b) B500P1000; c) B1000P2000.....55
Tableau 3.4	Valeurs moyennes des diamètres de barres de l'échantillon B500P500 (les pourcentages sont toujours calculés pour une tolérance de $\pm 10\%$ de la valeur nominale, ici 50 $\mu$ m) .....57
Tableau 3.5	Valeurs moyennes des diamètres de barres de l'échantillon B500P1000 (les pourcentages sont toujours calculés pour une tolérance de $\pm 10\%$ de la valeur nominale, ici 50 $\mu$ m) .....59
Tableau 3.6	Valeurs moyennes des diamètres de barres de l'échantillon B1000P2000 (les pourcentages sont toujours calculés pour une tolérance de $\pm 10\%$ de la valeur nominale, ici 100 $\mu$ m) .....61
Tableau 4.1	Paramètres des essais de compression directe .....71
Tableau 4.2	Comparaison des valeurs des modules d'élasticité apparents pour tous les échantillons .....77
Tableau 4.3	Propriétés mécaniques des échantillons sur les essais de compression complets .....83



## LISTE DES FIGURES

	Page
Figure 1.1	Exemple de prothèse de hanche Tirée du site internet de Stryker (2014) ..3
Figure 1.2	Substituts osseux synthétiques (céramique) Tirée du site internet d'Orthomed S.A.S. (2014) .....4
Figure 1.3	Description d'une prothèse totale de hanche, Tirée du site internet de Monier-ortho (2014) .....5
Figure 1.4	Définition des termes proximaux et distaux .....7
Figure 1.5	Exemples de procédés de fabrication "classiques" Tiré de Google images.8
Figure 1.6	Classification des techniques de fabrication additive Tirée de Pham et Gault1 (1998).....10
Figure 1.7	Fonctionnement de base d'une machine SLS.....11
Figure 1.8	Utilisation des métaux en biomécanique, Tirée de Pruitt L (2011) .....13
Figure 1.9	Utilisation des céramiques en biomécanique, Tirée de Pruitt L. (2011)....14
Figure 1.10	Utilisation des plastiques en biomécanique, Tirée de Pruitt L. (2011).....15
Figure 1.11	Plâtre poreux Tirée du site internet les numériques (2013) .....15
Figure 1.12	Exemple d'implant crânien Tirée de Parthasarathy (2014) .....16
Figure 1.13	Estimation des coûts de fabrication additive par rapport à une méthode de fabrication plus courante.....17
Figure 1.14	Dimensions des échantillons fabriqués par Heintl, a) tableau des dimensions; b) visualisation des dimensions Tirée de Heintl (2007) .....19
Figure 1.15	Résultats des compressions effectuées par Heintl, Tirée de Heintl (2007)..20
Figure 1.16	Échantillons de structure diamant réalisés en SEBM, Tirée de Heintl (2008).....21

Figure 1.17	Courbes des résultats de compression des échantillons EBM, a) courbe du module d'élasticité en fonction de la densité relative b) courbes de la contrainte maximale et de la contrainte conventionnelle en fonction de la densité relative Tirée de Heintl (2008) .....23
Figure 1.18	Résultat de la fabrication des échantillons EBM, Tirée de Parathasandy (2010) .....24
Figure 1.19	Résultats des essais de compression EBM, a) tableau de la comparaison des valeurs théoriques et expérimentales des dimensions des échantillons b) courbes de la contrainte en fonction de la déformation des échantillons pour toutes les porosités Tirée de Parathasandy (2010).....25
Figure 1.20	Résultats finaux des essais de Parathasandy, a) tableau des résultats des compressions ; b) comparaison des valeurs par rapport aux calculs théoriques (Gibson & Ashby) Tirée de Parathasandy (2010).....27
Figure 1.21	Courbe caractéristique d'un essai de compression de métal poreux, tirée de : norme ISO 133314_2011 .....29
Figure 3.1	Échantillon poreux modélisé en CAO .....34
Figure 3.2	Définition des dimensions des porosités (projection 2D) .....35
Figure 3.3	Visualisation des différentes combinaisons de dimensions de barres et de pores ; a) B500P500, b) B500P1000, c) B500P2000, d) B1000P2000 .....35
Figure 3.4	Courbe théorique de traction d'un matériau élastoplastique .....37
Figure 3.5	Visualisation des plaques pleines sur le modèle des échantillons .....38
Figure 3.6	Inclinaison des échantillons sur la plaque de fabrication de la machine SLS (vue dessus).....39
Figure 3.7	Composition chimique et densité de la poudre de titane Adaptée de la fiche technique du constructeur EOS.....40
Figure 3.8	Plaque de fabrication après la fabrication (a) et échantillons séparés de la plaque (b, c, d) (b : B500P2000, c : B500P500, d : B500P1000) .....41
Figure 3.9	Agrandissement d'un échantillon B500P2000 pour visualiser les défauts de fabrication .....41
Figure 3.10	Échantillons de B1000P2000 (à gauche) et de B500P1000 (à droite).....42
Figure 3.11	Visualisation du support restant après la séparation de la plaque de fabrication .....43

Figure 3.12	Image non traitée du microscope B500P1000 (1pixel = 3 $\mu$ m).....	45
Figure 3.13	Méthode de traitement des images pour récupérer les informations dimensionnelles sur les faces.....	46
Figure 3.14	Résultats des étapes de traitement d'images (a : image brute ; b : image segmentée ; c : squelette valué ; d : fichier de résultat) .....	47
Figure 3.15	Différence d'épaisseur en fonction de l'orientation de la face (exemple sur un B500P1000) a) face parallèle à la direction de fabrication b) face perpendiculaire à la direction de fabrication.....	48
Figure 3.16	Déroulement des scanners et de la reconstruction des images a) scanner de micro-tomographie; b) exemple de cliché brut de la caméra du $\mu$ CT; c) réorientation des images reconstruites; d) paramétrage de la reconstruction des images .....	49
Figure 3.17	Image reconstruite visualisée grâce à ImageJ ( <a href="http://imagej.nih.gov/ij/">http://imagej.nih.gov/ij/</a> ), échantillon B500P1000, scanné à 35 $\mu$ m de taille de voxel. ....	50
Figure 3.18	Exemples des défauts de scan .....	51
Figure 3.19	Orientation des tranches dans les échantillons.....	52
Figure 3.20	Étapes de traitement des images 3D a) sélection de l'orientation; b) sélection des tranches c) exemple de résultat pour une tranche.....	53
Figure 3.21	Dispersion des diamètres de barres en fonction des plans de l'échantillon B500P500.....	56
Figure 3.22	Dispersion des diamètres de barres en fonction des plans de l'échantillon B500P1000.....	58
Figure 3.23	Dispersion des diamètres de barres en fonction des plans de l'échantillon B1000P2000.....	60
Figure 3.24	Histogrammes de la répartition des angles par plan dans chaque échantillon étudié; a) B500P500; b) B500P1000; c) B1000P2000; .....	63
Figure 3.25	Histogrammes de comparaison des inclinaisons de barres pour chaque échantillon dans les plans perpendiculaires (b) et parallèles à la direction de fabrication (a) .....	64
Figure 4.1	Montage d'essai avec la caméra et les mors longs .....	68
Figure 4.2	Montage de la caméra vue de dessus .....	68

Figure 4.3	Éclairage de l'échantillon et mise en place avec la lubrification .....	69
Figure 4.4	Éprouvette de traction modélisée sous SolidWorks (a) et mise en plan cotée en mm (b) .....	72
Figure 4.5	Calculs des courbes corrigées, avec les données brutes soient : $s$ : temps en secondes; $N$ : effort en Newtons; $in$ : déplacement en pouces .....	73
Figure 4.6	Courbes d'essai pour le B500P500 corrigée (en bleu) et non corrigée (en rouge) .....	73
Figure 4.7	Calcul du module d'élasticité apparent avec Matlab et Excel pour l'échantillon B500P500 .....	74
Figure 4.8	Calcul du module d'élasticité apparent avec Matlab et Excel pour l'échantillon B500P1000 .....	75
Figure 4.9	Calcul du module d'élasticité apparent avec Matlab et Excel pour l'échantillon B1000P2000 .....	76
Figure 4.10	Échantillon 3 de B500P500 avant (a) et après compression (b) .....	78
Figure 4.11	Courbe de l'essai de compression de l'échantillon B500P500 .....	78
Figure 4.12	Échantillon 3 de B500P1000 avant (a) et après la compression (b) .....	79
Figure 4.13	Courbe de l'essai de compression de l'essai de B500P1000 .....	80
Figure 4.14	Échantillon 2 B1000P2000 avant (a) et après compression (b) .....	81
Figure 4.15	Courbe de l'essai de compression de l'échantillon de B1000P2000 .....	81
Figure 4.16	Image de la simulation de compression pour le déplacement correspondant au $F_{max}$ pour un échantillon B500P1000 .....	84
Figure 4.17	Visualisation de la déformation d'un échantillon en compression .....	86
Figure 4.18	Graphique de l'enveloppe de l'essai par incrément .....	87
Figure 4.19	Courbes de compression pour l'échantillon B500P500 .....	89
Figure 4.20	Courbes de compression pour l'échantillon B500P1000 .....	90
Figure 4.21	Définition des termes de calcul des pentes entre les maximums de compression .....	91
Figure 4.22	Visualisation des valeurs des pentes entre les maximums de compression pour l'échantillon B500P500 .....	92

Figure 4.23      Visualisation des cycles d'hystérésis sur l'échantillon B500P500 a) courbe  
complète de l'essai; b) agrandissement des premiers cycles .....93





## **LISTE DES ABRÉVIATIONS, SIGLES ET ACRONYMES**

BxxxPxxx	B définit le diamètre de barre P le diamètre des pores en micromètres
CAO	Conception Assistée par Ordinateur
EBM	Electron Beam Melting
FDM	Fused Deposition Modeling
SEBM	Selective Electron Beam Melting
SLS	Selective Laser Sintering (frittage de poudres au laser)
μCT-scan	Micro tomographie aux rayons X
3D	Trois dimensions



## **LISTE DES SYMBOLES ET UNITÉS DE MESURE**

Pa	Pascal
mm	Millimètres
μm	Micromètres
Co	Cobalt
Cr	Chrome
Mo	Molybdène
s	Secondes
E	Module d'élasticité



## INTRODUCTION

Dans le cadre du développement de nouveaux types d'implants orthopédiques, la recherche que nous allons réaliser a pour but de caractériser un nouveau matériau poreux. En effet, les prothèses poreuses sont un axe de recherche de plus en plus développé pour améliorer leur qualité et leur durabilité. Pour fabriquer de telles prothèses, il est nécessaire d'utiliser des technologies de fabrication particulières. La solution envisagée dans la majorité des cas est l'utilisation de la fabrication additive. En effet, cette technologie permet d'obtenir des porosités plus profondes et des pièces complexes en une seule opération. Améliorer la durabilité des implants passe par plusieurs aspects. Le premier est la qualité de l'implant lui-même et le fait qu'il soit totalement inerte d'un point de vue biochimique. Le second est son intégration dans le système humain où il est implanté.

Pour remédier à ces problèmes, l'utilisation d'une structure poreuse en titane à l'échelle mésoscopique est envisagée par de nombreux chercheurs tels que Heintz (2008) ou encore Parthasarathy (2010). Nous nous sommes concentrés sur une technologie de fabrication moins étudiée, soit la technologie Selective Laser Sintering (SLS), pour créer nos structures et ainsi ouvrir peut-être un peu plus le champ des possibilités pour la fabrication d'implants. Pour cette technologie il faut encore étudier les capacités de fabrication pour des structures aussi fines et dans les contraintes propres au domaine biomédical. Il faut aussi vérifier les propriétés mécaniques de la structure poreuse pour obtenir les paramètres nécessaires aux simulations mécaniques par éléments finis. En effet, la validation et l'augmentation de la fiabilité du modèle seront très profitables pour la simulation de prothèses complètes sur la base du comportement d'échantillons de géométries plus simples. L'objectif qui découlera de notre étude sera d'étudier des structures complexes et en trois dimensions comme par exemple des mailles de type diamant (forme de la structure cristalline carbonée).

La première étape de ce mémoire a pour but non seulement de réaliser une évaluation des capacités de fabrication de la machine de fabrication additive, mais aussi de mettre en place une méthode qui permette une analyse plus rapide et plus efficace de futurs échantillons. La seconde étape de notre étude porte sur l'évaluation des propriétés mécaniques de la structure poreuse dans sa globalité et une première approche du mode de rupture de nos échantillons.

Dans le but de bien situer le projet et ses intérêts, la première partie de ce rapport contient une revue des connaissances et de la littérature liées à notre sujet d'étude. On trouvera ensuite dans des chapitres indépendants des évaluations dimensionnelles et géométriques des échantillons ainsi que la caractérisation mécanique de ces derniers. Enfin, des recommandations qui permettront de poursuivre plus en profondeur l'étude de ce matériau particulier.

## **CHAPITRE 1**

### **REVUE DES CONNAISSANCES ET DE LA LITTÉRATURE**

#### **1.1 Implants orthopédiques**

##### **1.1.1 Définition**

Un implant dans le domaine médical est défini de la manière suivante : c'est une pièce ou un assemblage introduit dans un système vivant pour une longue durée, afin de remplacer un organe, de suppléer à une fonction ou de traiter une maladie.

La catégorie des implants orthopédiques concerne uniquement toutes les implantations liées à l'os. Dans cette catégorie, on trouve à la fois des implants articulaires (cf. figure 1-1) que des substituts osseux (cf. figure 1-2).



Figure 1.1 Exemple de prothèse de hanche  
Tirée du site internet de Stryker (2014)

Les implants articulaires sont les implants qui sont destinés à remplacer des articulations humaines. Elles sont toujours constituées d'au moins deux parties qui vont s'insérer respectivement dans les deux os situés de chaque côté de l'articulation concernée.

Les substituts osseux sont des matériaux qui servent à remplacer des morceaux d'os qui ont pu être perdus par le patient. Les causes de ces pertes peuvent être des fractures complexes, des malformations ou encore des pathologies attaquant le tissu osseux.



Figure 1.2      Substituts osseux synthétiques (céramique)  
Tirée du site internet d'Orthomed S.A.S. (2014)

### 1.1.2      Principaux fabricants de prothèses orthopédiques

Il existe de nombreux fabricants de prothèses orthopédiques tels que Zimmer, Stryker, De Puy ou encore Smith&Nephew. Tous ces constructeurs fabriquent des modèles de prothèses possédant un revêtement poreux, majoritairement pour des parties en contact avec les os afin de faciliter l'ostéointégration de la prothèse. Les zones poreuses les plus trouvées dans les implants sont les cupules et les tiges des implants fémoraux, sur les bases tibiales des implants de genou et aussi pour les cupules pour les arthroplasties de l'épaule. La cupule (cf. figure 1-3) est la partie de la prothèse qui se fixe dans la partie des articulations de type rotule (épaule ou hanche), soient le bassin et la clavicule.



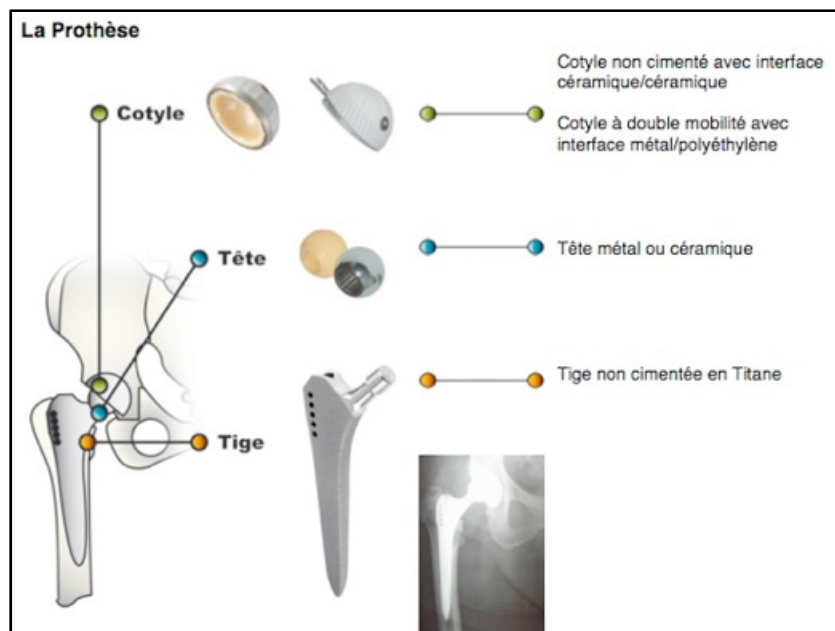


Figure 1.3 Description d'une prothèse totale de hanche,  
Tirée du site internet de Monier-ortho (2014)

### 1.1.3 Problèmes liés à l'implantation de prothèses orthopédiques

Lors d'une opération d'arthroplastie, c'est-à-dire lorsque l'on réalise le remplacement d'une articulation défectueuse par une prothèse, les chirurgiens ont plusieurs moyens pour fixer la prothèse. Le premier est l'utilisation ou non de prothèses cimentées pour améliorer la fixation de l'os sur la prothèse, et le second est l'utilisation de porosité pour favoriser la croissance osseuse dans la prothèse.

Suite à cette implantation, il peut survenir plusieurs problèmes au niveau de l'arthroplastie. Un rejet de la prothèse par l'organisme, la présence de stress shielding dans l'os implanté, ou encore un descellement de la prothèse qui est une complication de ce phénomène. Enfin, la durée de vie d'une prothèse est limitée. En effet, une prothèse orthopédique a une durée de vie qui peut aller de 16 à 33 ans selon l'activité du patient (tiré de Zimmer, 2014).

## **1.2 Le phénomène de « stress shielding »**

### **1.2.1 Définition**

Le phénomène de Stress Shielding, ou ostéopénie par décharge mécanique, est une résorption osseuse que l'on constate lorsque l'os n'est plus soumis aux sollicitations normales qu'il est sensé subir. En effet, la loi de Wolff (site web Encyclopædia Universalis) concernant l'os explique que ses propriétés mécaniques et sa croissance sont fonction des sollicitations auxquelles il est soumis. L'implantation d'une prothèse orthopédique, dont la rigidité est de l'ordre de 100 GPa tandis que l'os a une rigidité de l'ordre de 10 GPa, modifie la distribution des contraintes dans l'os implanté (M Reimeringer, 2014) et provoque ce phénomène.

### **1.2.2 Solutions apportées par la littérature à ce phénomène**

Dans la littérature, on trouve plusieurs solutions pour éviter le stress shielding. Une des pistes est la fixation de la prothèse sur la partie proximale (T. Niinimäki, 2001 et figure 1-4). Une autre est l'utilisation de prothèses comportant une porosité externe. En effet, la porosité des implants permet d'une part à l'os de se fixer et de croître dans la prothèse et d'autre part, la résistance mécanique d'un implant poreux est plus proche de celle de l'os que son équivalent plein. Dans notre cas, nous utiliserons une troisième méthode envisagée notamment dans les recherches de Justine Garcia, du LIO-ETS, dans son mémoire présenté à l'ÉTS en janvier 2014. Dans ces travaux on s'intéresse à la création de prothèses entièrement poreuses fabriquées grâce à une machine de fabrication additive. En effet, elle a étudié de manière numérique l'influence sur la résistance mécanique globale d'une porosité contrôlée dans une prothèse de hanche, ainsi que la répartition des contraintes dans le fémur.

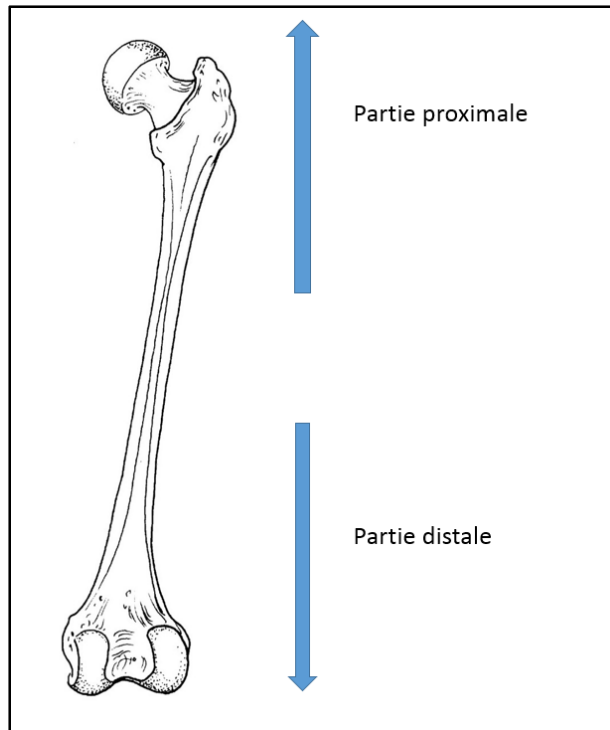


Figure 1.4 Définition des termes proximaux et distaux

### 1.3 État de l'art de la fabrication additive

#### 1.3.1 Fabrication « classique »

##### 1.3.1.1 Définition

La fabrication de pièces industrielles se fait de manière générale par formage ou par enlèvement de matière ou encore grâce à une combinaison de ces deux procédés de base (exemples sur la figure 1-5). On trouve dans ces deux grandes familles les procédés suivants : la forge, la fonderie ou l'estampage pour les procédés de formage qui sont faits en modifiant la forme de matière brute pour atteindre le résultat voulu. On a aussi le tournage et le fraisage qui sont des procédés de mise en forme par enlèvement de matière.

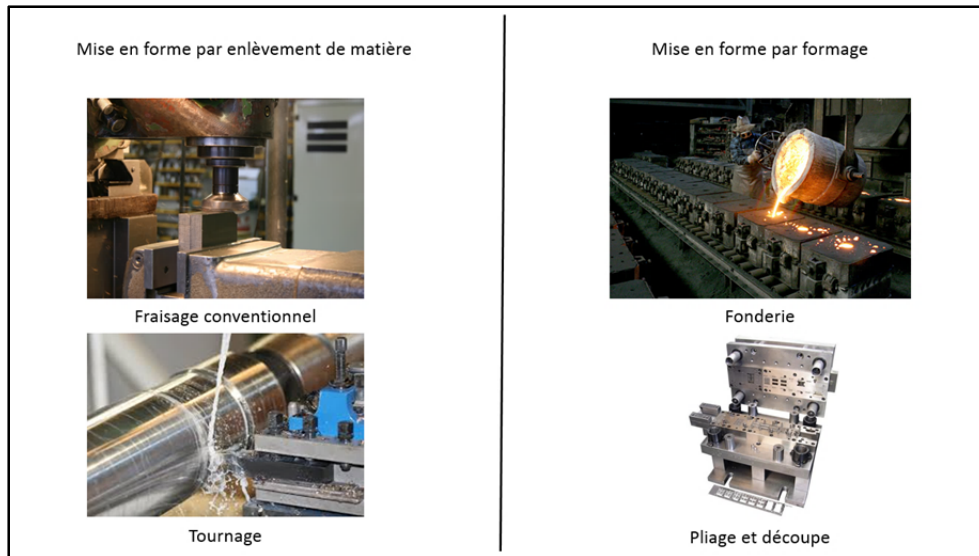


Figure 1.5 Exemples de procédés de fabrication "classiques"  
Tiré de Google images

### 1.3.1.2 Inconvénients de la fabrication « classique »

Les méthodes de fabrication classiques ont toutes le défaut de nécessiter un outillage important pour la fabrication de pièces en petites séries et on a toujours des problématiques restrictives dans les formes possibles à fabriquer sans changer de méthode de fabrication. Car chaque méthode de fabrication a ses défauts, et pour la grande majorité de ces procédés il est impossible de créer facilement des structures possédant des cavités complexes, ou encore des porosités sur des épaisseurs importantes. De plus les méthodes de fabrication « classiques » ne permettent pas de créer des pièces dont la résistance mécanique est différente en plusieurs points d'une même pièce. C'est ce dernier point qui nous fait nous intéresser à cette méthode de fabrication car nous désirons fabriquer des structures poreuses en matériau biocompatible.

### **1.3.2 Définition de la fabrication additive**

La fabrication additive est une technique de fabrication de pièce par ajout de matière contrairement aux techniques « classiques ». Grâce à ce procédé, on peut réaliser des formes complexes à réaliser via d'autres techniques plus conventionnelles ou qui nécessiteraient un assemblage de plusieurs pièces.

### **1.3.3 Techniques existantes**

Il existe à ce jour de nombreux types de machines de fabrication additive. On retrouve dans celles-ci les machines de stéréolithographie, les machines de dépôt de couches, les machines de dépôts de filaments, et les machines de projection de poudres.

Si on regarde les matériaux mis en forme par fabrication additive, on constate que de très nombreux matériaux peuvent être mis en forme grâce à ce procédé. Tout d'abord, historiquement on a mis en forme des thermoplastiques en liquide par bombardement d'électrons couche par couche sur un réservoir de polymère liquide : c'est la stéréolithographie ou SLG). On a ensuite créé des pièces par dépôt de filaments de plastique à l'état pâteux sur une plaque de fabrication, plus communément appelé : Fused Deposition Modeling ou FDM. Il existe aussi des machines à jet d'encre tridimensionnelles (ink jet printing), mais aussi des machines dites d'impression 3D sur lit de poudres. Plus récemment, des machines de frittage de poudres grâce à un laser ont vu le jour : la technologie SLS : selective laser sintering. Il existe aussi dans ce domaine, le « Laser cladding », qui implique de l'injection de poudre en continu. Ou encore les technologies EBM, Electron Beam Melting, et LENS, Laser Engineered Net Shaping, qui se servent aussi de poudres métalliques pour réaliser des pièces en fabrication additive.

D'autres technologies moins connues existent telles que le « Laminated object manufacturing » ou LoM, une technique de fabrication à base de feuilles de métal découpées et soudées entre elles ou encore des techniques de solidification de gaz grâce à un laser comme le « selective laser cherm » ou le « vapeur deposition ». Toutes ces méthodes de fabrication sont résumées dans la figure 1-6 et dans l'article de Kruth, 1998.

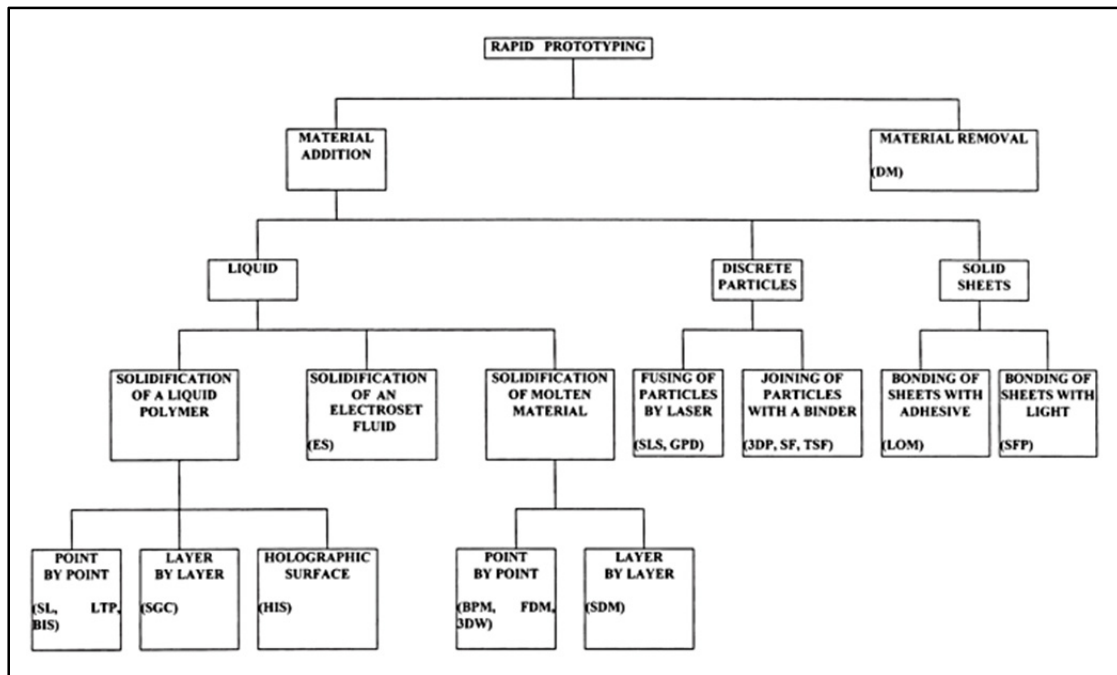


Figure 1.6 Classification des techniques de fabrication additive  
Tirée de Pham et Gault1 (1998)

### 1.3.4 La technologie SLS

Nous allons ici nous attarder sur la technologie de fabrication SLS car c'est la technologie que nous avons à disposition à l'ÉTS et qui nous permettra de réaliser des échantillons. De plus, il existe très peu de recherches traitant de cette technologie notamment pour le domaine des prothèses métalliques pour le domaine biomédical (Low, 2001). En effet, la technologie EBM a été déjà étudiée de manière assez précise (Heinl, 2008 et Parthasarathy, 2010)

### 1.3.4.1 Méthode de fabrication

Le principe de fabrication SLS est un procédé de mise en forme par superposition de couches de poudre métallique liées par balayage d'un faisceau laser pour former chaque couche de la pièce. Le fonctionnement de base de la machine de fabrication est décrit dans la figure 1-7.

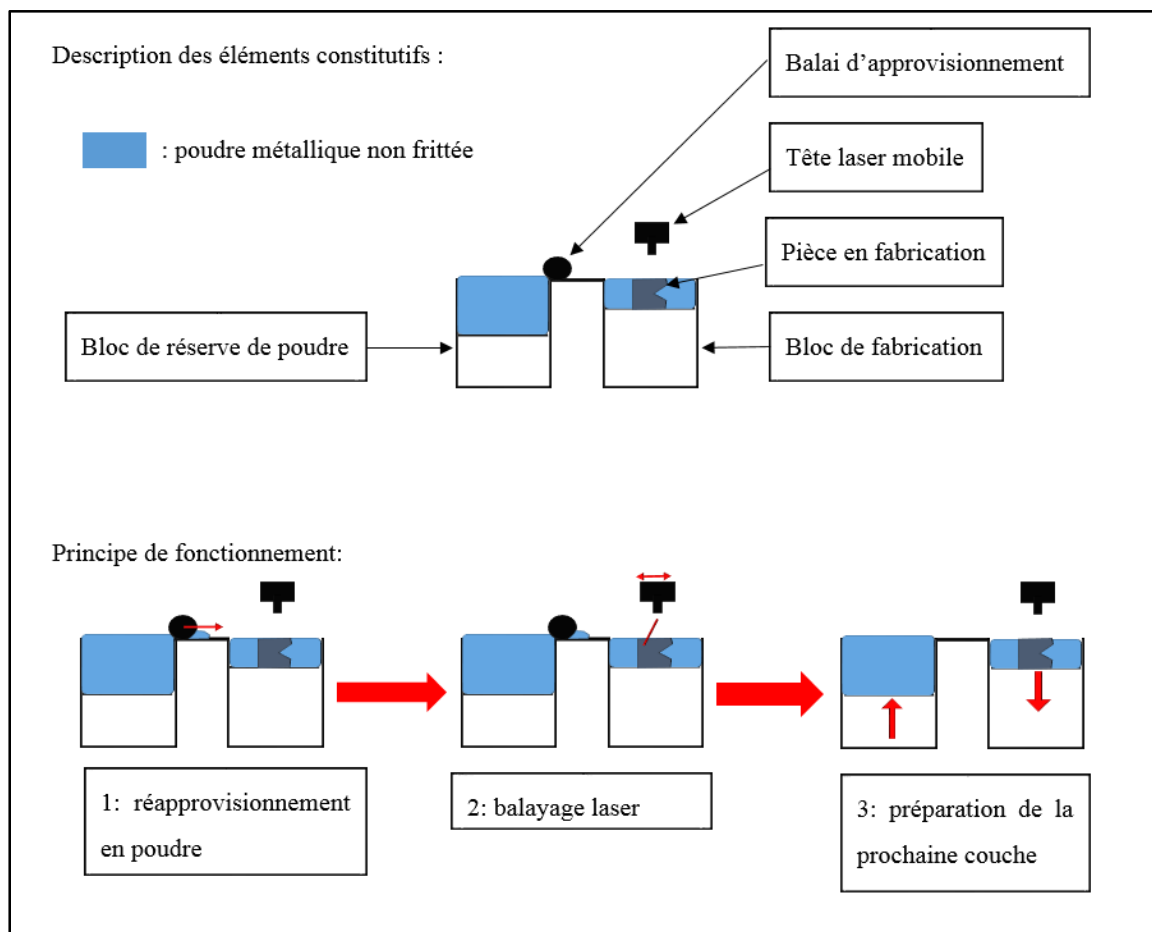


Figure 1.7 Fonctionnement de base d'une machine SLS

La première étape (étape 1) consiste à placer la nouvelle couche de poudre à mettre en forme grâce à un balai qui transfère et nivelle la nouvelle couche de poudre brute. On fait ensuite un balayage laser sur la couche à fabriquer (étape 2). Puis on fait descendre le compartiment de fabrication et on fait monter la zone de stockage de poudre de l'épaisseur d'une couche pour préparer le prochain cycle de ces trois étapes (étape 3).

#### **1.3.4.2 Particularités de la technologie SLS**

Cette technologie permet de mettre en forme de nombreux matériaux allant du plastique à la céramique en passant par une grande variété de métaux (Pham et Gault, 1998). La différence réside à chaque fois dans les paramètres du laser et dans le temps de refroidissement du matériau. On peut ainsi mettre en forme la plupart des matériaux conditionnables sous forme de poudre.

La précision de fabrication est variable selon les matériaux, la machine utilisée et la taille des grains de poudre. Dans notre cas, dans le fichier constructeur de la machine qui nous a servi à mettre en forme notre poudre de titane on trouve une précision de fabrication de l'ordre de  $\pm 50 \mu\text{m}$  dans la littérature (Pham et Gault, 1998).

### **1.4 Utilisation de la fabrication additive dans la fabrication d'implants orthopédiques**

Pour fabriquer des implants orthopédiques, on utilise de nombreux matériaux différents. On peut classer ces derniers en trois grandes catégories : les plastiques, les métaux et les céramiques.

#### **1.4.1 Matériaux mis en forme par fabrication additive**

##### **1.4.1.1 Les métaux**

Les métaux ont été parmi les premiers matériaux implantés dans un corps humain. On peut citer par exemple les implants dentaires notamment en or qui existent depuis des millénaires. On retrouve dans ces métaux des aciers inoxydables, des alliages de titane, des alliages chrome/cobalt. Les nuances les plus utilisées par les fabricants de matériels orthopédiques sont le 316L et les 17-4Ph pour les aciers (notamment pour les outils chirurgicaux), le TA6V4 (Ti-6Al-4V pour la désignation selon la norme ASTM F136) et le titane pur pour les



alliages de titane de première génération, ainsi que le Co-26Cr-6Mo pour les alliages chrome cobalt. Ces derniers sont plus utilisés pour les prothèses orthopédiques (cf. figure 1-8).

Material	ASTM	Thermal treatment	Elastic modulus (GPa)	Yield strength (MPa)	Tensile strength (MPa)	Applications
Stainless Steels	F745	Annealed	190	220	480	Surgical implants
	F55-56,	Annealed	190	331	586	Bone screws
	F138-139	Cold-worked (30%)	190	792	930	Fracture fixation
		Cold-forged	190	1200	1351	
CoCr Alloys	F75	As-cast/Annealed	210	450-517	655-890	Knee bearing
	F799	Hot isostatic press	250	840	1300	Hip Implants
	F90	Hot-forged	210	900-1200	1400-1600	Hip implants
	F562	Annealed	210	450-650	950-1200	Orthopedic implants
		Cold-worked (40%)	210			
		Hot-forged	232	1600	1900	Fixation
		Cold-worked, aged	232	965-1000	1200	Intervertebral disc Orthopedics
Titanium Alloys	F136	Forged annealed	116	896	965	Dental implants
	F67	Forged, heat-treated	116	1034	1103	Hip stem
		Cold-worked (30%)	110	485	760	Dental implants

Figure 1.8 Utilisation des métaux en biomécanique,  
Tirée de Pruitt L (2011)

#### 1.4.1.2 Les céramiques

Les céramiques sont par définition un ensemble de matériaux qui ne sont ni des métaux ni des composés organiques. Aujourd'hui, on inclut dans les céramiques certains oxydes de métaux (titane, aluminium, par exemple) en plus des carbures issus de la silice (sable) et du bore, plus classiques et utilisés depuis plus longtemps.

On retrouve les céramiques depuis très longtemps pour des remplacements de globes oculaires ou pour la création de prothèses dentaires (depuis la préhistoire pour certains). On utilise de nos jours de plus en plus des composites céramiques à base de calcium et de phosphore qui sont très proches de la composition du tissu osseux (cf. Vlasea, 2013). On les utilise donc dans le cadre des prothèses oculaires et pour des prothèses dentaires, mais aussi pour des reconstructions dans la région du crâne, et pour des revêtements de prothèses de hanche ou de genou (cf. Figure 1-9). Les céramiques servent aussi dans la fabrication des pièces rotules pour les prothèses de hanche (Pôle européen de la céramique, 2014).

System	Structure	Bioreactivity	Applications
Alumina	Polycrystalline ceramic	Inert	Orthopedic bearings; dental implants; maxillofacial prosthetics
Zirconia	Polycrystalline ceramic	Inert	Orthopedic bearings, maxillofacial prosthetics
Pyrolytic carbon	Polycrystalline ceramic	Inert	Heart valves
Carbonated hydroxyapatite	Polycrystalline ceramic	Bioactive	Coatings for tissue ingrowth
Silica glass	Glass	Bioactive	Dental implants; percutaneous tissue devices; periodontal; orthopedic fixation [1]
Coral	Polycrystalline ceramic	Biodegradable	Bone grafts; bone substitutes
Calcium phosphate	Polycrystalline ceramic	Biodegradable	Bone grafts; bone substitutes

Figure 1.9 Utilisation des céramiques en biomécanique,  
Tirée de Pruitt L. (2011)

#### 1.4.1.3 Les plastiques

On trouve des matériaux plastiques en nombre croissant dans beaucoup d'applications médicales. Donc comme expliqué sur la figure 1-10, on retrouve des polymères dans le domaine cardiovasculaire, pour les implants de chirurgie plastique ou encore pour des ciments dentaires. Les polymères sont aussi utilisés pour faire des revêtements d'interface entre les pièces de prothèses mobiles, pour fabriquer des cages intervertébrales ou encore pour fabriquer des tendons artificiels. On utilise aussi des dérivés de polymère dans des viscosupplémentations pour des traitements de l'arthrose (Macovei, 2013).

Application	Devices	Polymers	Performance requirements
Cardiovascular	Balloons	Nylon/polyester polyester/LDPE	Rupture resistance, flexibility, friction
	Catheters	LLDPE/HDPE	Compliance, tractability
	Grafts	e-PTFE	Tissue integration
Soft Tissues	Suture anchors	PLDLA/PLA PLLA/PEEK	Resilience, strength, compliance
	Sutures	Polyester/PLLA/PGA	Tensile strength
	Breast implants	Silicone	Burst strength
Dental	Crown/filling	Acrylic resins	Resistance to wear, fatigue, fracture
	Cements	PMMA	Adhesive strength, interface toughness
Orthopedics	Joint replacements	UHMWPE	Resistance to fracture, wear, and fatigue
	Spinal implants	Polyurethanes	Resistance to fracture, wear, and fatigue
	Tendon-ligament	HDPE, e-PTFE	Tensile strength, resistance to creep
	Bone cement	PMMA/PS	Interface fracture toughness
	Spinal fusion	PEEK	Resistance to fracture, wear, and fatigue

Figure 1.10 Utilisation des plastiques en biomécanique,  
Tirée de Pruitt L. (2011)

## 1.4.2 Avantages de la fabrication additive pour le domaine biomédical

### 1.4.2.1 Personnalisation du design

Dans le domaine médical, la personnalisation des traitements est une des préoccupations des chercheurs, par exemple Vayre B, 2012. Pour ce qui est des implants orthopédiques, la personnalisation permet de fabriquer des formes et des dimensions adaptées à chaque patient d'un point de vue des efforts subis et d'un point de vue géométrique. Par exemple on peut trouver des exemples de cette personnalisation grâce à des machines de fabrication additive pour des plâtres aérés (cf. figure 1-11).



Figure 1.11 Plâtre poreux  
Tirée du site internet les numériques (2013)

De plus, on peut voir de nombreux exemples d'utilisation de pièces unitaires et personnalisées pour des reconstructions crâniennes (cf. figure 1-12) ou encore pour des cages intervertébrales personnalisées (De Beer, 2013). En effet, comme chaque humain est unique, il est parfois nécessaire de réaliser des pièces sur mesure et la fabrication additive permet de réaliser facilement et rapidement des formes complexes par rapport aux méthodes de fabrication plus classiques.

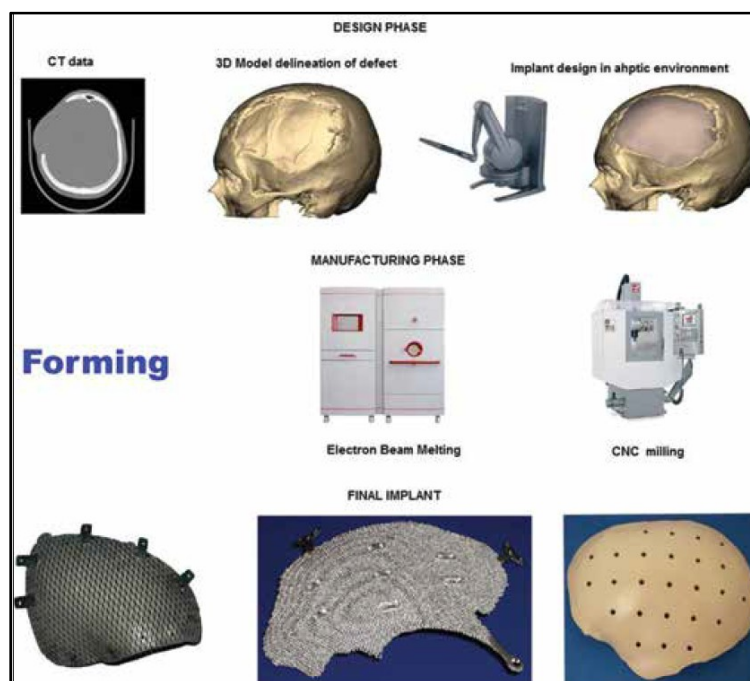


Figure 1.12 Exemple d'implant crânien  
Tirée de Parthasarathy (2014)

#### 1.4.2.2 Rentabilité pour de petites et moyennes séries

La technologie de fabrication additive est une technologie rentable pour la fabrication de petites séries ou de moyennes séries. En effet elle permet de fabriquer des pièces sans avoir besoin de fabriquer des outillages pour chaque pièce. D'après l'article d'Atzeni (2014), on est aujourd'hui capable de calculer et de quantifier les seuils de taille de série au-delà desquels la fabrication additive n'est plus rentable par rapport à d'autres technologies.

Grâce à cet article, et en prenant comme exemple les technologies de moulage à haute pression et la fabrication SLS, nous avons pu évaluer de manière qualitative les différences de coût total de fabrication pour chaque technologie. En effet, dans l'article d'Atzeni (2014) on trouve une méthode qui permet de calculer la rentabilité de la fabrication d'une série de pièces en fabrication additive et en moulage à haute pression. On y trouve un exemple réalisé sur une pièce réelle. Cette étude donnant une méthode de calcul de coût, nous avons pu adimensionner le calcul. La figure 1-13 montre ainsi une estimation des différences de coûts de production pour les deux technologies, mais en s'affranchissant d'un quelconque modèle de pièce à réaliser.

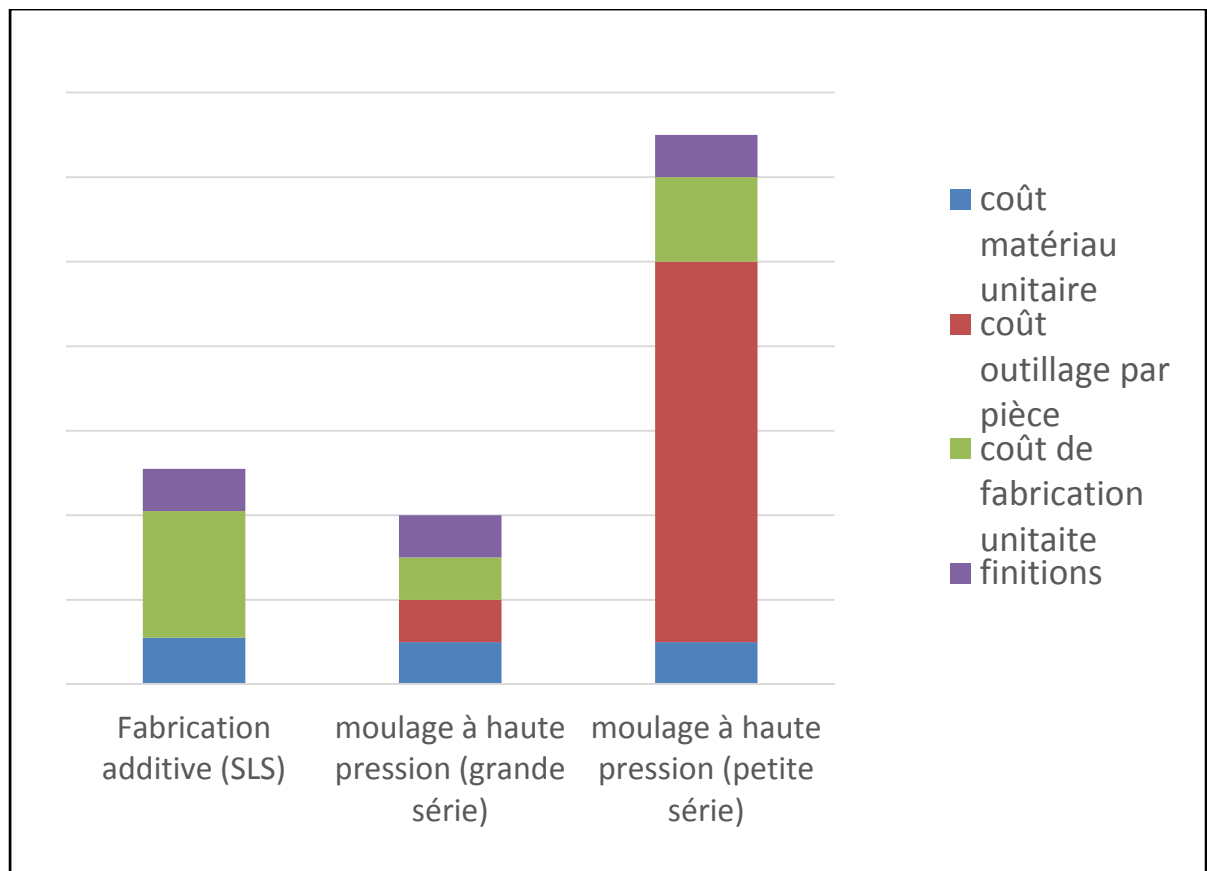


Figure 1.13 Estimation des coûts de fabrication additive par rapport à une méthode de fabrication plus courante

#### **1.4.2.3 Possibilité de création de porosités contrôlées**

Un autre avantage de la technologie de fabrication additive est qu'elle permet de fabriquer des structures poreuses contrôlées. En effet, il est possible de générer des formes filaires assez fines et des formes définissables sur des logiciels de Conception Assistée par Ordinateur (CAO). On peut ainsi créer des maillages de porosité de formes très différentes, mais aussi assez précises.

Dans la littérature, on trouve de nombreuses formes de porosités différentes pour la génération de structures poreuses métalliques dans les recherches en biomédical. Notamment certains chercheurs comme P. Heintl (2007) et A. Barbas (2008) qui ont réalisé des études sur ces structures. Les points suivants vont présenter les articles qui ont servi de base à notre recherche :

##### **1) Peter Heintl 2007 :**

L'étude présentée par Heintl est principalement pratique et traite d'une méthode de fabrication de titane poreux en SEBM. Elle a pour objectif de réaliser de premières mesures sur les propriétés mécaniques de structures en titane poreux fabriquées en SEBM. Et ce dans une optique d'amélioration de l'ostéointégration, mais aussi d'une approche des propriétés mécaniques de l'os. Les échantillons sont donc fabriqués par SEBM. Le titane utilisé est une poudre dont les grains ont un diamètre compris entre 45 et 100  $\mu\text{m}$ . Les passes sont de 100  $\mu\text{m}$ .

Les échantillons sont des cubes poreux de 15x15x23mm. Et leur géométrie est sous forme de croisillons dont les épaisseurs sont décrites dans la figure 1-14, l'article mentionne aussi la fabrication d'un échantillon possédant une structure diamant.

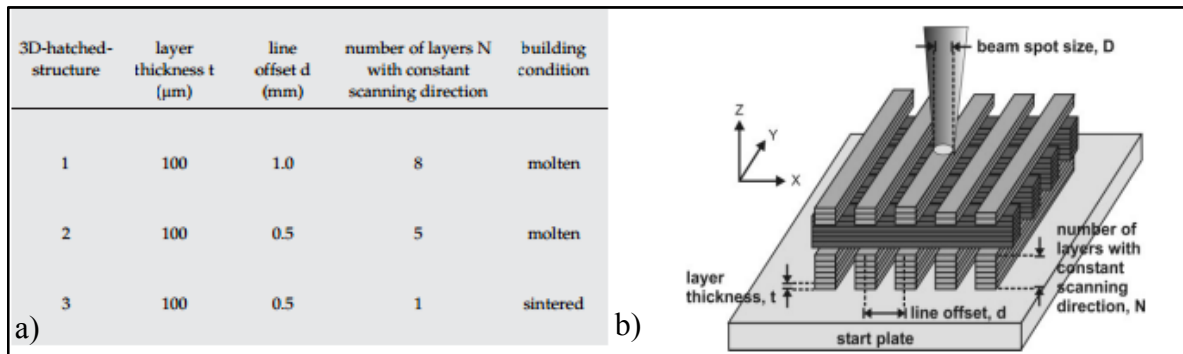


Figure 1.14 Dimensions des échantillons fabriqués par Heintl,  
a) tableau des dimensions; b) visualisation des dimensions  
Tirée de Heintl (2007)

Les tests en compression ont été réalisés sur 10 échantillons de chaque géométrie de porosité (5 pour chaque direction de chargement, soit dans le sens, soit orthogonal à la direction de fabrication) ainsi que sur un échantillon témoin de titane compact.

Les résultats obtenus pour ces essais sont les suivants : on observe que la théorie développée par Gibson et Ashby (Gibson and Ashby, 1989) sur la corrélation entre les valeurs du module d'élasticité en compression et la contrainte à 0.2% de résistance mécanique est vérifiée en pratique et que, par conséquent, la rigidité et la résistance mécanique sont des valeurs corrélées dans notre cas d'étude.

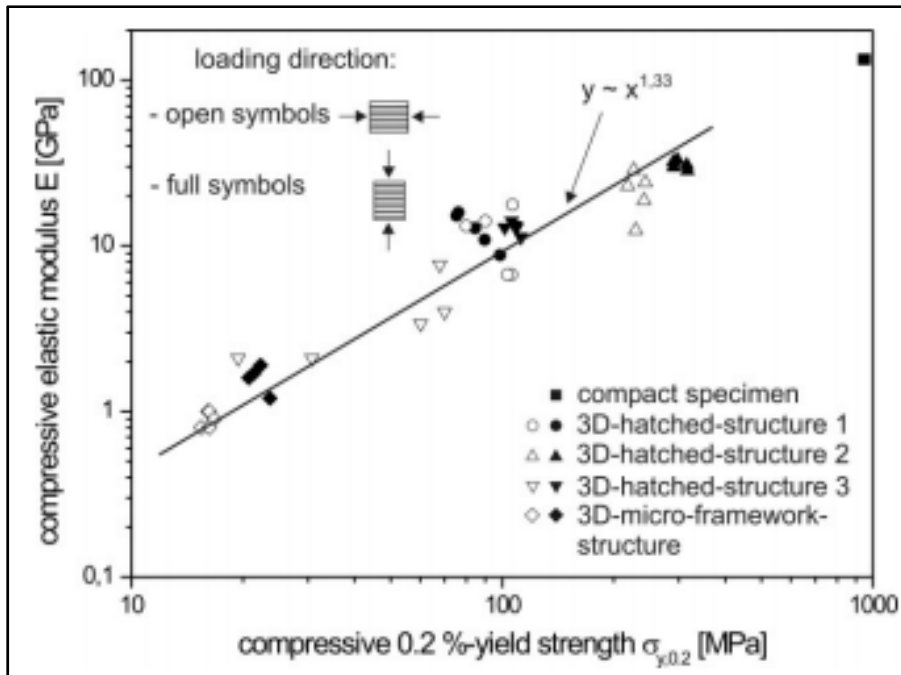


Figure 1.15 Résultats des compressions effectuées par Heintl,  
Tirée de Heintl (2007)

Si on regarde les résultats des compressions (figure 1-15), on peut voir que par rapport aux modèles pleins (sans porosité) que le module d'élasticité ainsi que la résistance mécanique des échantillons poreux sont bien moins importants. On peut voir aussi que les échantillons sollicités dans le sens perpendiculaire à la direction de fabrication sont moins résistants que ceux qui sont comprimés selon la direction de fabrication.

## 2) Peter Heintl 2008 :

L'étude dans cet article comprend des mesures non destructives et des tests destructifs. L'objectif de l'étude est de mesurer l'influence de la taille des mailles et des paramètres de fabrication sur les propriétés mécaniques de l'échantillon. Les échantillons ont été fabriqués en SEBM par couches de 100  $\mu\text{m}$  de poudre. Avec une poudre de taille de grains d'épaisseur nominale de 70  $\mu\text{m}$ .



Les tests en compression de cet article ont été faits pour 3 tailles de pores et pour 3 vitesses de balayages différentes (soit trois énergies de fusion différentes). Les pores ont une géométrie de type diamant et sont présentés dans la figure 1-16.

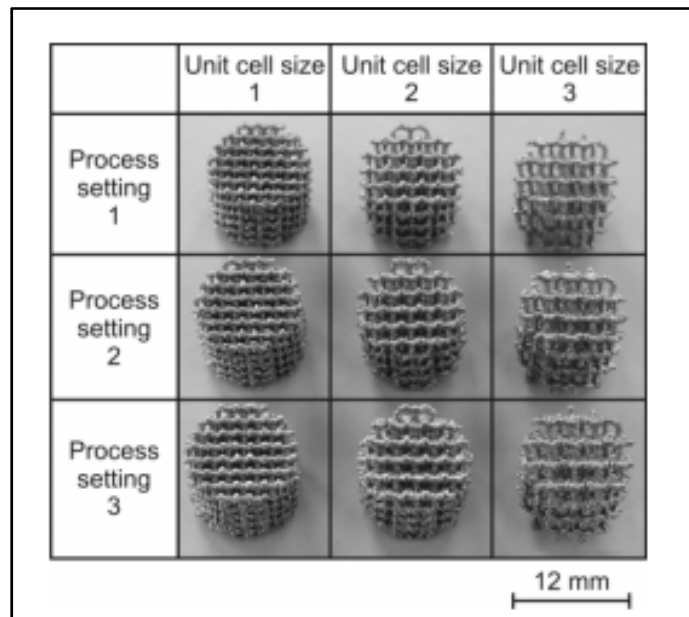


Figure 1.16 Échantillons de structure diamant réalisés en SEBM,  
Tirée de Heintl (2008)

Trois séries de tests ont été réalisées. La première est une caractérisation par ultrasons qui permet de récupérer l'image 3D des structures ainsi que les données géométriques de tous les échantillons. La seconde est un test de résonance fréquentielle qui permet d'obtenir la valeur du module élastique du matériau ( $E$ ) (à l'aide des valeurs de la masse et des dimensions de l'échantillon). Enfin, le troisième est un test de compression plus classique dans la direction parallèle à la direction de fabrication.

Tableau 1.1 Résultats des tests de compression pour les échantillons EBM,  
Tirée de Heintl (2008)

Process setting	Unit cell size	Relative density (-)	Mean pore diameter (mm)	Mean strut thickness (mm)	Elastic modulus (GPa)	Compr. 0.2 % yield strength (MPa)	Compressive strength (MPa)
1	1	0.29	0.83	0.42	3.0 ( $\pm 0.06$ )	50.6 ( $\pm 0.01$ )	62.9 ( $\pm 0.42$ )
	2	0.18	1.32	0.43	1.0 ( $\pm 0.02$ )	22.7 ( $\pm 0.76$ )	30.7 ( $\pm 0.60$ )
	3	0.13	1.82	0.44	0.4 ( $\pm 0.01$ )	11.4 ( $\pm 0.09$ )	16.3 ( $\pm 0.04$ )
2	1	0.36	0.73	0.48	5.1 ( $\pm 0.02$ )	82.4 ( $\pm 1.39$ )	98.4 ( $\pm 3.77$ )
	2	0.23	1.23	0.51	1.8 ( $\pm 0.08$ )	37.8 ( $\pm 0.48$ )	49.3 ( $\pm 0.53$ )
	3	0.16	1.75	0.51	0.8 ( $\pm 0.02$ )	19.1 ( $\pm 0.23$ )	26.0 ( $\pm 0.14$ )
3	1	0.40	0.67	0.51	6.5 ( $\pm 0.09$ )	99.7 ( $\pm 2.91$ )	118.8 ( $\pm 3.74$ )
	2	0.25	1.20	0.53	2.3 ( $\pm 0.03$ )	46.2 ( $\pm 0.56$ )	58.6 ( $\pm 0.79$ )
	3	0.18	1.70	0.54	0.9 ( $\pm 0.03$ )	23.2 ( $\pm 0.78$ )	31.6 ( $\pm 1.25$ )

Les résultats obtenus montrent plusieurs facteurs influents sur le module d'élasticité de la structure. Le premier est bien la taille des cellules (équivalent à la taille de pore) et le second les paramètres de fabrication. Le constat est même plus impressionnant car on voit sur les graphiques une proportionnalité entre la densité et les propriétés mécaniques des échantillons (cf. figure 1-17 et tableau 1-1).

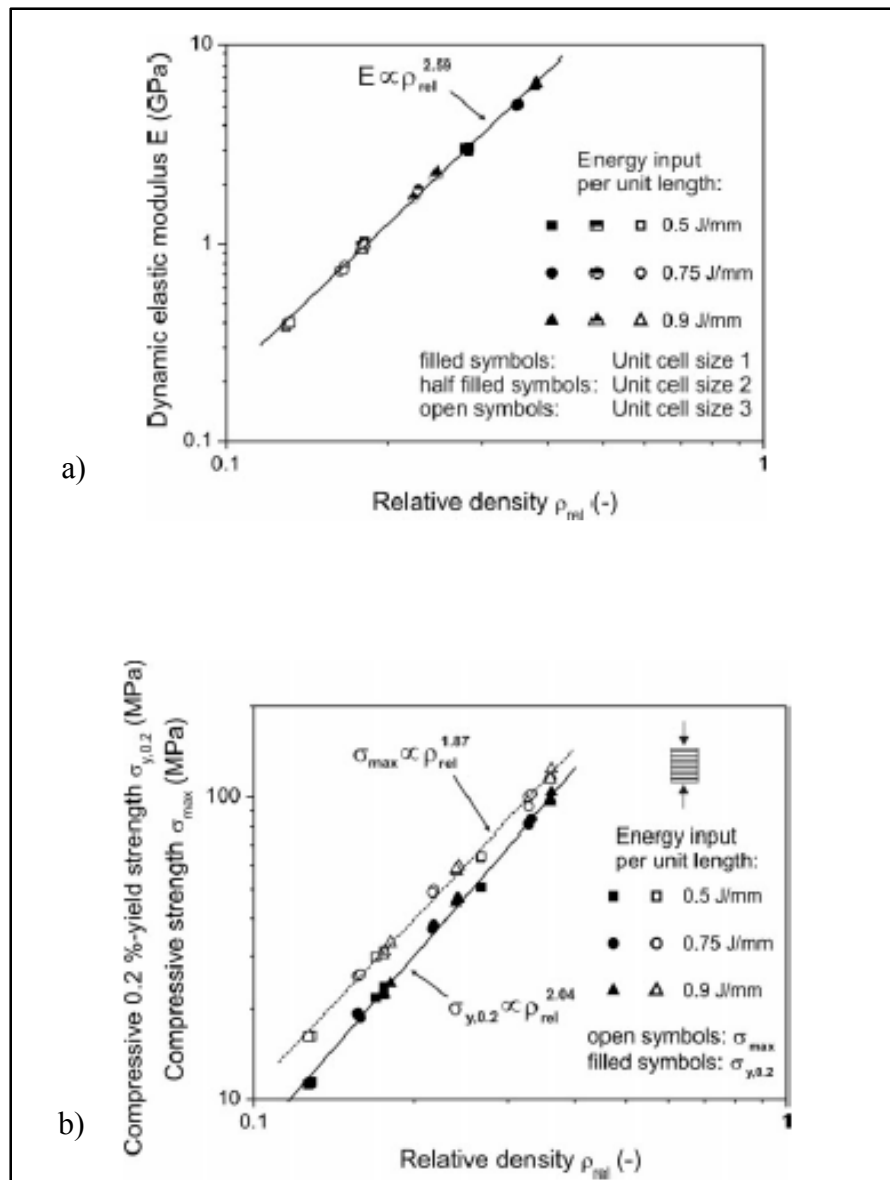


Figure 1.17 Courbes des résultats de compression des échantillons EBM,  
 a) courbe du module d'élasticité en fonction de la densité relative  
 b) courbes de la contrainte maximale et de la contrainte conventionnelle  
 en fonction de la densité relative

Tirée de Heini (2008)

### 3) Parathasandy 2010 :

Cette étude est principalement pratique et concerne autant de la topographie et du contrôle de dimension que des tests de propriétés mécaniques. L'objectif de l'étude est de vérifier les propriétés mécaniques de structures poreuses cubiques fabriquées en EBM.

Les échantillons ont été fabriqués à 45° et par couches de 100  $\mu\text{m}$  par une machine EBM. Ce sont des cubes de 15 mm de côté (cf. figure 1-18). Les dimensions des porosités sont présentées dans le tableau 1-2, les termes « strut » et « pore » faisant référence respectivement aux barres et aux pores des structures fabriquées.

Tableau 1.2 Configuration des échantillons des essais de Parathasandy,  
Tirée de Parathasandy (2010)

Set no.	Pore size ( $\mu\text{m}$ )	Strut size ( $\mu\text{m}$ )	No. of pores	Designed porosity (%)
1	1230	800	7	60.91
2	1570	800	6	68.6
3	2040	800	5	75.83
4	1000	450	10	74

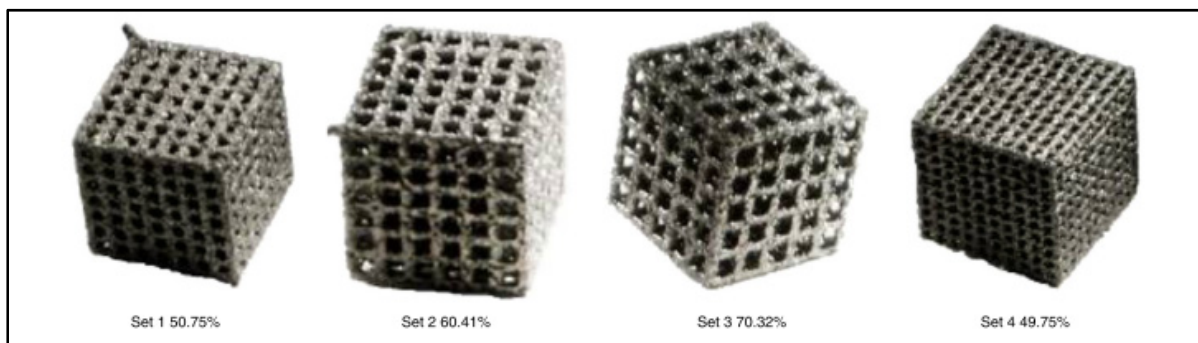


Figure 1.18 Résultat de la fabrication des échantillons EBM (les pourcentages correspondent à la porosité des échantillons),  
Tirée de Parathasandy (2010)

Les tests mécaniques ont été réalisés en compression à 1mm/min en vitesse de compression sur une machine dont la charge maximale était de 20kN. Les résultats obtenus pour la compression sont présentés dans la figure 1-19 (tiré de Parathasandy 2010).

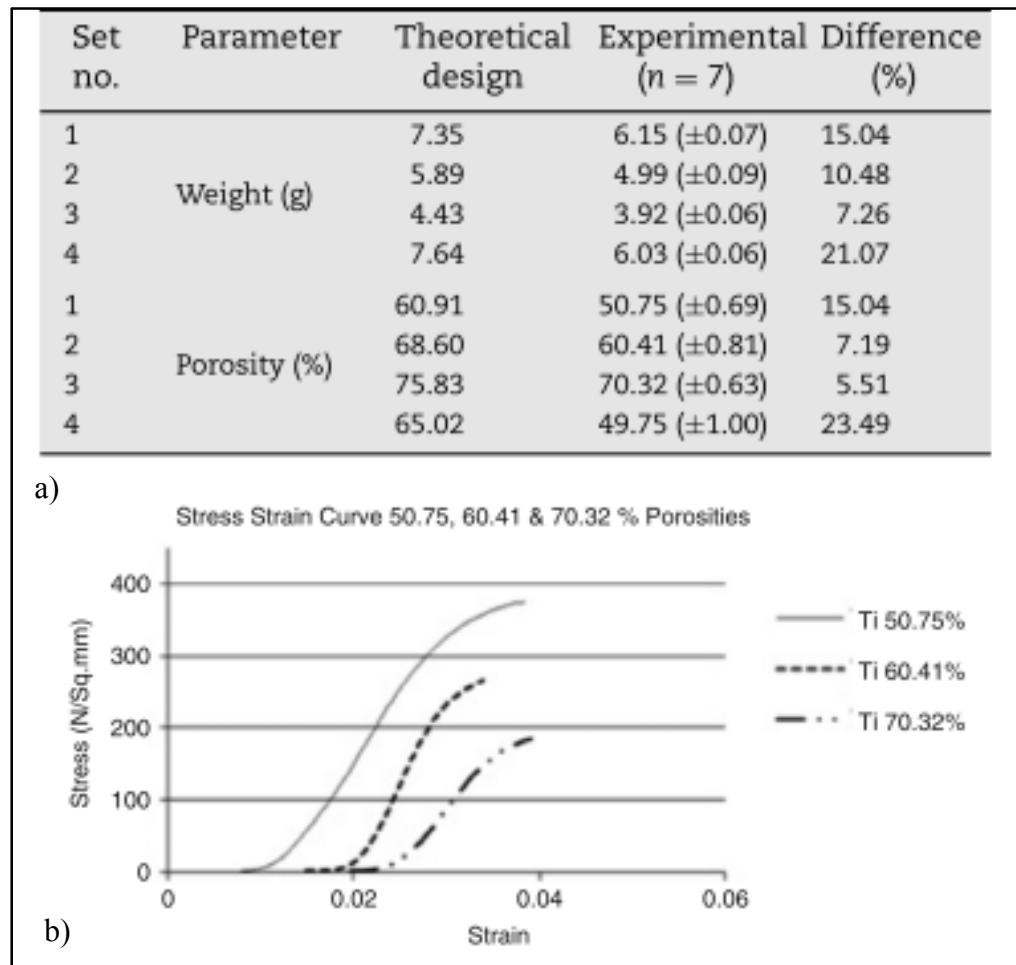


Figure 1.19 Résultats des essais de compression EBM,  
a) tableau de la comparaison des valeurs théoriques et expérimentales des dimensions des échantillons  
b) courbes de la contrainte en fonction de la déformation des échantillons pour toutes les porosités  
Tirée de Parathasandy (2010)

La conclusion quant à ces résultats est que la théorie de Gibson et Ashby surestime la valeur de résistance des échantillons. Le constat est aussi fait que la valeur de la porosité (soit le rapport du volume vide sur le volume total de l'échantillon) a autant d'influence sur les propriétés mécaniques de la structure que la taille des pores et des barres. Le constat est aussi que la masse volumique de ces échantillons poreux se rapproche fortement de celle de l'os trabéculaire et est plus faible que celle de l'os cortical.

Dans la conclusion de l'article, on voit que les échantillons fabriqués ont des dimensions telles qu'ils doivent faciliter l'adhésion et la croissance des tissus dans leurs porosités (cf. figure 1-20). Soient des pores de diamètres allant de 765  $\mu\text{m}$  à 1960  $\mu\text{m}$  et des tailles de barres allant de 466  $\mu\text{m}$  à 941  $\mu\text{m}$ .

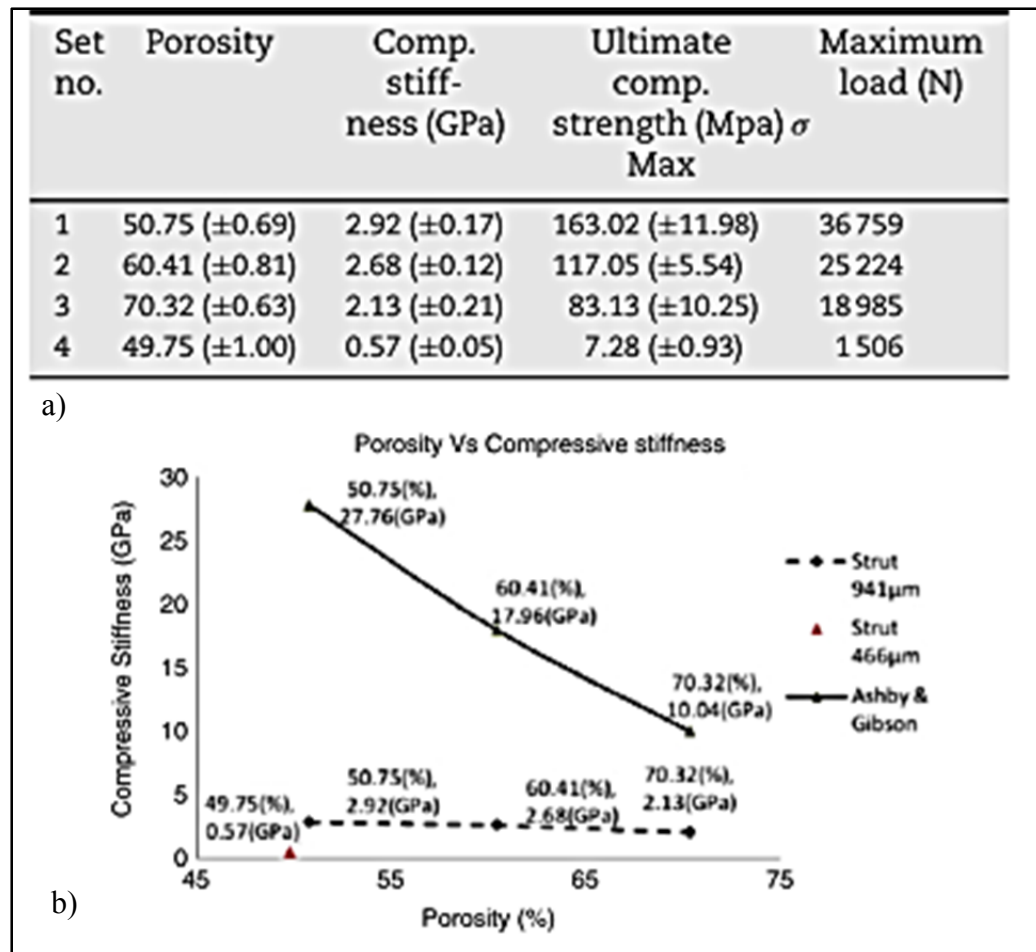


Figure 1.20 Résultats finaux des essais de Parathasandy,  
 a) tableau des résultats des compressions ;  
 b) comparaison des valeurs par rapport aux calculs théoriques (Gibson & Ashby)  
 Tirée de Parathasandy (2010)

Ces trois études nous ont montré que les porosités contrôlées que l'on peut réaliser sont de formes très diverses, mais pour continuer sur les travaux déjà réalisés au LIO-ETS nous nous sommes concentrés sur une structure de type cubique. De plus, cette structure est la plus répandue dans la littérature. On voit aussi que la technologie SLS, qui servira à fabriquer nos échantillons, est très peu étudiée. On constate aussi que les valeurs de résistance en compression théoriques sont plus faibles que les résultats expérimentaux dans tous les cas.

De plus, les études déjà réalisées par le LIO-ETS ont traité de simulations par éléments finis de structures poreuses en titane dont le module d'élasticité ( $E$ ) simulé est proche de celui d'un os cortical. Les deux types de structures étudiées sont des structures de géométries cubiques et diamants. L'amélioration du modèle numérique étant une amélioration possible suite aux travaux présentés dans ce mémoire, nous allons nous concentrer sur des structures cubiques.

### **1.4.3 Description de la norme ISO\_13314\_2011**

La norme ISO 13314\_2011 : « Essais mécaniques des métaux — Essais de ductilité — Essai de compression des métaux poreux et cellulaires » est la norme qui régit les essais de compression des métaux poreux et cellulaires. Dans l'introduction, on voit que cette norme a été développée pour la caractérisation des métaux poreux dont la fonction est l'absorption des chocs et auxquels les essais classiques de compression ne conviennent pas.

Cette norme s'applique sur les matériaux dont la porosité est de plus de 50% et définit tous les termes relatifs à ces essais. Sont définis ainsi les points caractéristiques de l'essai tels que la contrainte de plateau ( $\sigma_{pl}$ ), le gradient quasi élastique ainsi que le gradient élastique par exemple (cf figure 1-21).



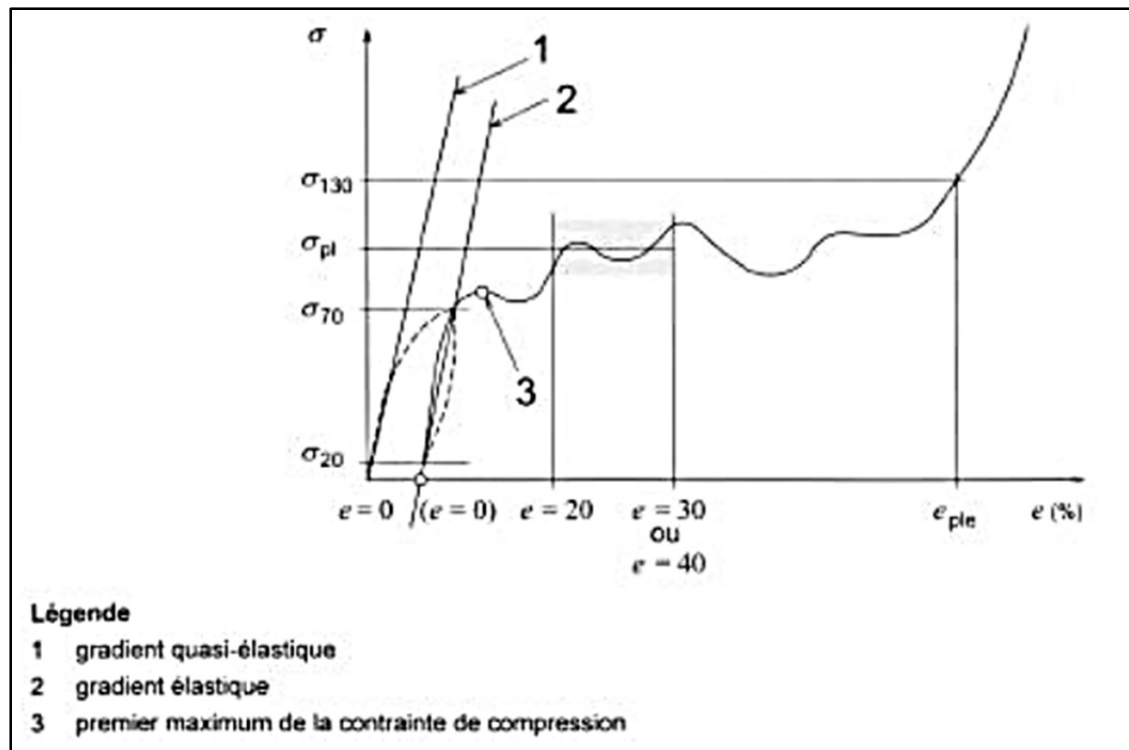


Figure 1.21 Courbe caractéristique d'un essai de compression de métal poreux, tirée de : norme ISO 133314\_2011

La norme prévoit aussi les caractéristiques de la machine d'essai utilisée et des mors de compression. On y conseille aussi le matériel de contrôle de déformation de l'échantillon. L'essai doit être réalisé à vitesse de déplacement des mors constante.

Pour ce qui est du dimensionnement des éprouvettes, la norme prévoit des échantillons de section circulaire ou carrée dont le diamètre (ou le côté) aura une dimension au moins égale à dix fois la taille d'un pore. La norme considère aussi que la série de tests doit se faire sur minimum de trois échantillons et conseille d'en tester 5 identiques. De plus, un essai préliminaire consommant un échantillon supplémentaire est suggéré si l'on souhaite estimer la contrainte de plateau ( $\sigma_{pl}$ ) de notre série par exemple (cf. figure 1-21).

Pour le déroulement des essais, il est recommandé de placer les échantillons dans l'axe des mors et de garder la vitesse d'essai entre  $10^{-3}$  et  $10^{-2} \text{ s}^{-1}$  de vitesse de déformation des échantillons.

#### **1.4.4 Conclusion**

Nous avons pu constater dans cette revue de littérature qu'il existe peu d'articles traitant de la fabrication de titane poreux pour le domaine des implants orthopédiques. Notamment sur la précision de fabrication qui est très peu évoquée. De plus, certains chercheurs comme Parathasandy se sont servis de technologies d'imagerie en trois dimensions pour caractériser ses échantillons. Ce procédé est très intéressant car il permet de récupérer la totalité des informations dimensionnelles sur un échantillon sans l'altérer.

La littérature montre aussi que la préoccupation principale se trouve sur la résistance mécanique et sur le module d'élasticité des échantillons créés, cependant pour un usage en tant que prothèse articulaire il est aussi nécessaire d'évaluer le comportement du matériau sur des sollicitations plus faibles, mais plus régulières. C'est pourquoi nous avons choisi d'évaluer également le comportement plastique de notre structure poreuse.

## **CHAPITRE 2**

### **OBJECTIFS DE L'ÉTUDE**

L'objectif global de cette étude est d'évaluer la technologie de fabrication de frittage de poudres laser (Selective Laser Sintering ou SLS) pour son application aux implants orthopédiques. Le premier objectif est de fabriquer des échantillons poreux et d'évaluer la technologie de fabrication SLS dans une optique de fabrication d'implants biomédicaux. Le second est d'évaluer les propriétés mécaniques de notre matériau sur différentes configurations de porosités. Pour cela, nous allons concevoir des échantillons et des méthodes d'essai particulières pour réaliser nos analyses. Ces tests permettront de qualifier en partie les capacités de fabrication de la machine sur des échantillons poreux. Nous utiliserons aussi des méthodes de traitement d'images pour faire une caractérisation dimensionnelle de nos échantillons.

Le premier, présenté au chapitre 3, est divisé en deux sous objectifs. Le premier est la conception et la fabrication des échantillons en titane poreux. Le second sous-objectif est l'évaluation des dimensions de nos échantillons grâce à des microtomographies et des traitements d'images adaptés. Nous avons donc étudié les paramètres suivants : l'influence de la direction de fabrication sur les dimensions obtenues, la dispersion en 3D des épaisseurs des barres dans les échantillons et enfin, l'influence de la taille des barres et des pores sur la précision de fabrication.

Le second, présenté au chapitre 4, porte sur des essais de compression que nous avons réalisés et le dépouillement de ceux-ci. Nous avons étudié deux méthodes de compression. La première méthode est une méthode classique d'essai de compression complète que nous avons réalisé sur certains de nos échantillons. Nous analysons ensuite les données expérimentales qui découlent de ces essais pour évaluer la résistance mécanique des structures poreuses testées et la contrainte maximale relevée pour chacun des échantillons testés, nous allons aussi estimer la différence entre le résultat d'une compression

expérimentale et une simulation numérique en termes de contrainte maximale appliquée. La seconde est une compression par incréments pour estimer le comportement plastique de notre structure poreuse. Nous évaluons ensuite la plastification d'un de nos échantillons afin de mieux comprendre le comportement de notre matériau pour de faibles sollicitations.

## **CHAPITRE 3**

### **CONCEPTION ET FABRICATION DES ÉCHANTILLONS POREUX**

#### **3.1 Conception des échantillons**

Des échantillons poreux faits de titane sont réalisés pour caractériser les résultats de la fabrication d'un point de vue géométrique, mais aussi pour caractériser les propriétés mécaniques de la structure en compression. Nous avons ainsi conçu 3 types d'échantillons et fabriqué 6 échantillons de chacun de ces types. Ces échantillons seront tous scannés grâce à un appareil de microtomographie et un échantillon de chaque type sera analysé grâce au traitement d'images.

##### **3.1.1 Structures poreuses en titane**

Pour définir la géométrie des porosités, on se base donc sur la structure définie par les études de F. Quevedo, étudiant en doctorat au LIO-ETS. Cette porosité est une mésostructure cubique. Les cubes seront de dimensions égales à  $8*8*8$  pores pour chaque combinaison (cf. figure 3-1). En effet, selon les recommandations de la norme ISO\_13314\_2011 : essais mécaniques de métaux- essais de ductilité - essais de compression des métaux poreux et cellulaires, il faut que les échantillons aient une largeur d'au moins 10 fois supérieure au diamètre d'un pore pour que l'essai mécanique soit valide.

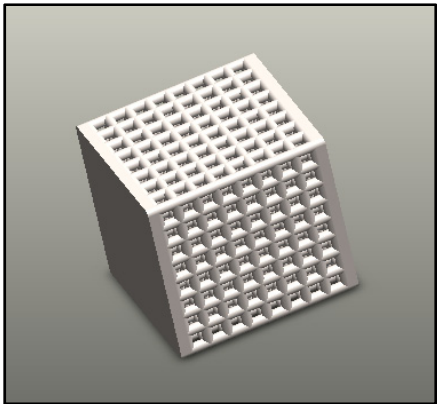


Figure 3.1 Échantillon poreux modélisé en CAO

Compte tenu des recommandations de la norme, les différentes combinaisons de diamètre de pore (P)/diamètre de barre (B) créées sont décrites dans le tableau 3-1. De plus la convention de désignation des différentes dimensions de nos échantillons est telle que présentée dans la figure 3-2. Sur la figure 3-3, on peut voir les différentes combinaisons des tailles de barres et de pores.

Tableau 3.1 Diamètres barres/pores pour la fabrication

Diamètre de barre (µm) (B)	Diamètre de pore (µm) (P)	Taille de l'échantillon (côté) (mm)	Correspondance figure 3.3
500	500	8,5	a
500	1000	12,5	b
500	2000	20,5	c
1000	2000	25	d

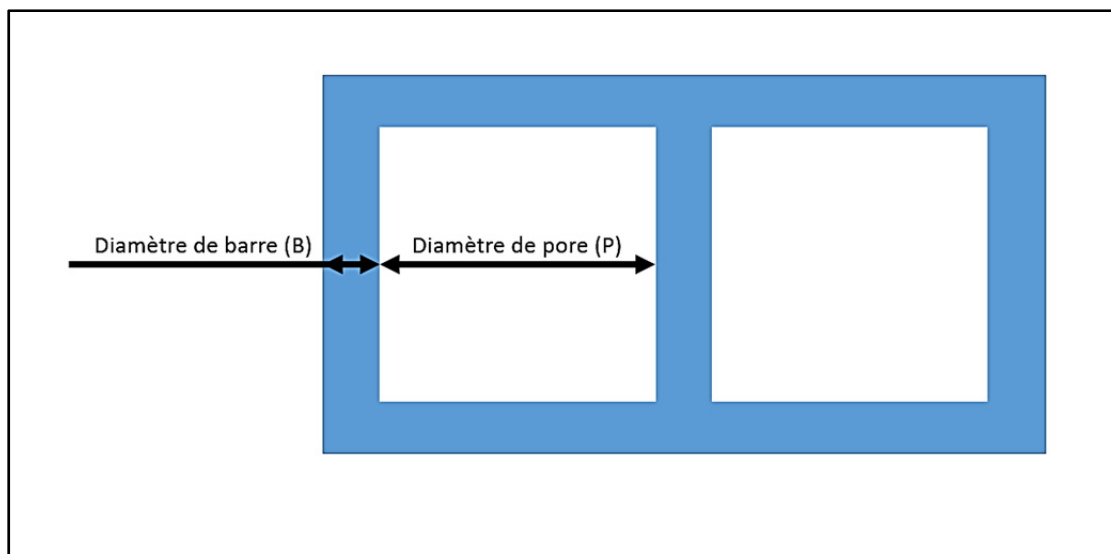


Figure 3.2 Définition des dimensions des porosités (projection 2D)

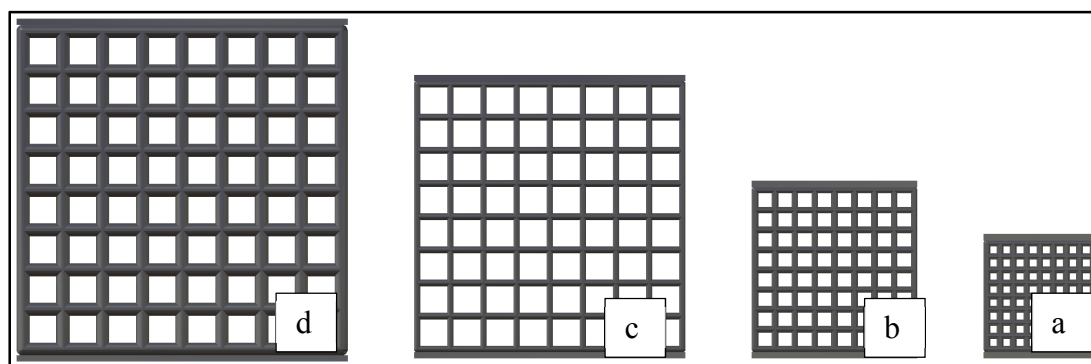


Figure 3.3 Visualisation des différentes combinaisons de dimensions de barres et de pores ; a) B500P500, b) B500P1000, c) B500P2000, d) B1000P2000

### 3.1.2 Choix des dimensions des échantillons

Pour fabriquer nos échantillons, nous avons tenu compte de deux paramètres : la force maximale exercée par la machine de test mécanique, et la place sur la plaque de fabrication de la machine SLS.

Pour le premier paramètre, nous avons eu à disposition une machine MTS mini Bionix.II58 qui a une capacité maximale de charge de 100 kN. Il faut donc prendre en compte cette valeur et concevoir les échantillons tels qu'on ne dépasse pas ou peu 90% de la capacité maximale de la machine, tout en satisfaisant au maximum aux recommandations de la norme ISO13314-2011 : essais mécaniques de métaux-essais de ductilité- essais de compression des métaux poreux et cellulaires.

Pour savoir si nos échantillons vont rentrer dans ces conditions, nous avons fait un calcul pour estimer les efforts nécessaires pour arriver à la rupture de nos échantillons. On considère que la résistance de notre échantillon est au maximum égale à celle d'un échantillon de section égale à la somme des sections des barres. Dans ce cas, on calcule le cas le plus défavorable soit le plus gros diamètre de barre (1mm). Pour les données du matériau, on utilise les fiches du constructeur de machines EOS (voir chapitre 1, section 1.5). Ce qui donne le calcul suivant pour la surface pleine équivalente sur la section où se trouve le moins de matière ( $S_{eq}$ ) :

$$S_{eq} = x * \pi * R^2 \quad (1)$$

Avec  $x$  le nombre de barres et  $R$  le rayon des barres considérées.

D'où :

$$F_{max} = \sigma_{0,2} * S_{eq} \quad (2)$$

Avec  $\sigma_{0,2}$  la contrainte maximale conventionnelle déterminée en trouvant l'intersection entre la courbe de traction (en contrainte/ déformation) et la droite de pente égale au module d'élasticité ayant une abscisse à l'origine égale à 0,2% de déformation (cf. figure 3-4).



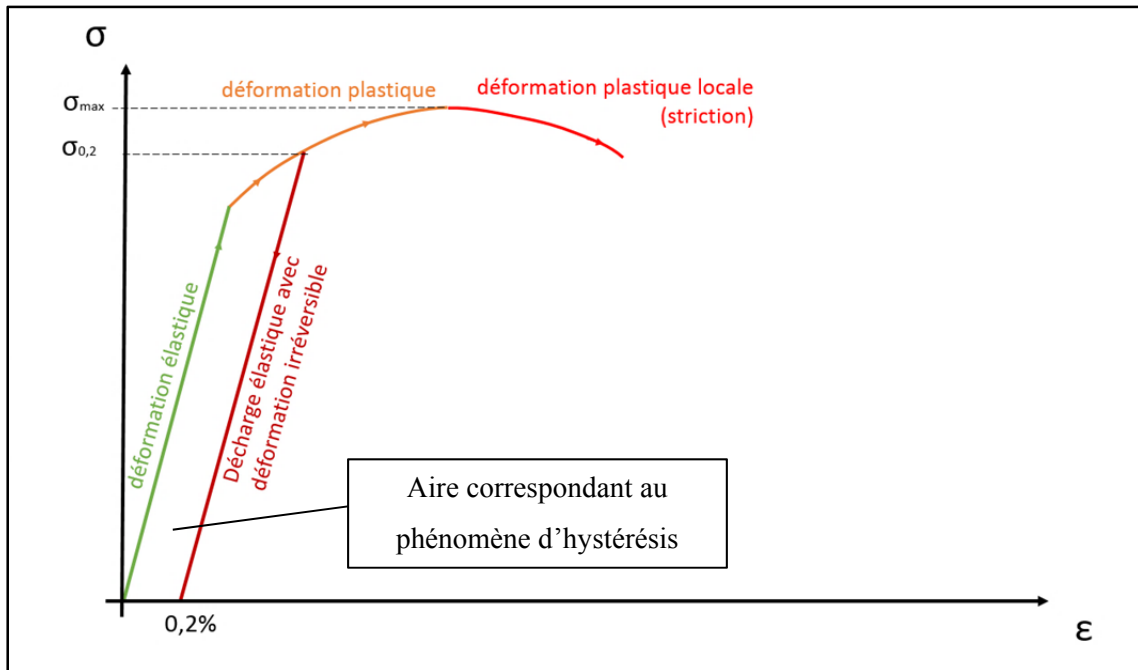


Figure 3.4 Courbe théorique de traction d'un matériau élastoplastique

Si on choisit un nombre de barres selon la norme, on prendra des échantillons de dimensions au minimum égales à 10 fois la taille d'un pore (ici 2 mm pour les plus gros). Soit des échantillons de 7 pores au minimum pour des échantillons de 2 mm de pore et de 1 mm de barre. Nous avons décidé de prendre 8 pores afin d'avoir une symétrie des échantillons par rapport à une barre. On obtient pour ce nombre de pores une force de 88kN ce qui est adéquat pour la machine de compression que nous allons utiliser. On fabrique les cubes du maillage désiré en le plaçant dans un sandwich de titane plein qui permettra d'appliquer une force de compression de manière homogène sur l'échantillon lors de l'essai de compression (cf. Figure 3-5).



Figure 3.5 Visualisation des plaques pleines sur le modèle des échantillons

### 3.2 Fabrication des échantillons

Nous avons fabriqué six échantillons pour chaque couple taille de barre/taille de pores. Il y a 4 couples de taille de pore/taille de barre; ils sont présentés dans le tableau (3-1). Ceci nous fait un total de 24 échantillons fabriqués en une opération de fabrication. Nous avons choisi de créer nos échantillons avec deux parois pleines dans le but d'homogénéiser les forces appliquées sur les barres lors des essais de compression. La série de pièces a été fabriquée sur une seule plaque de fabrication.

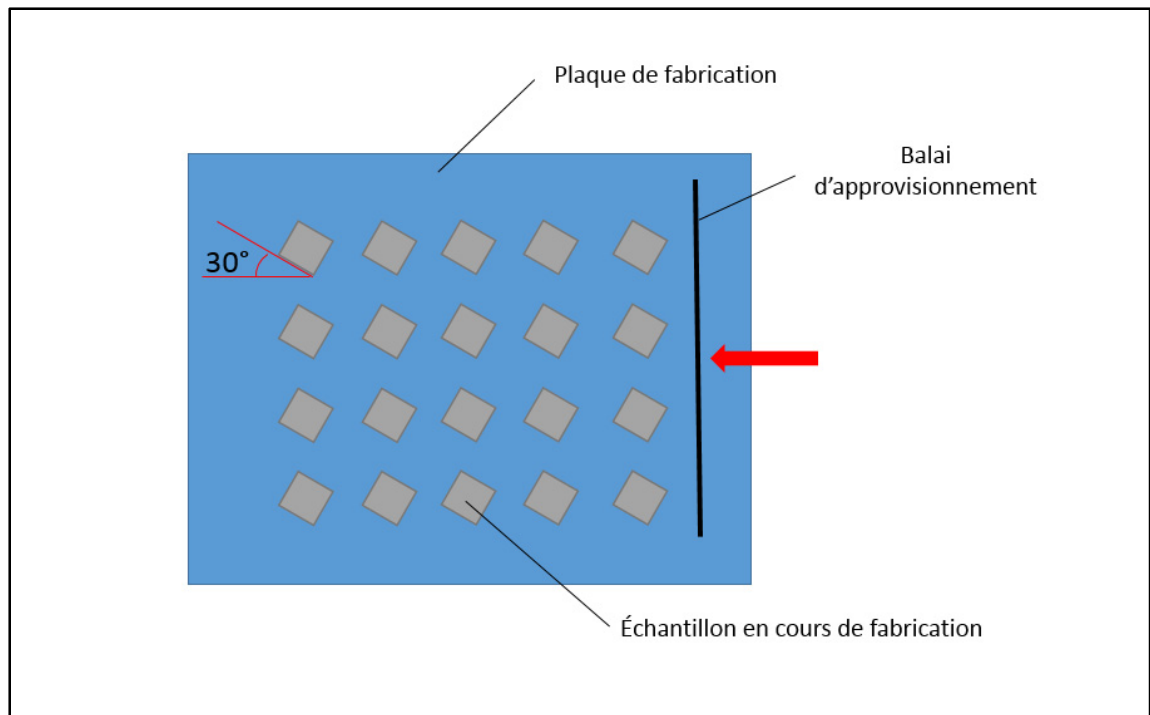


Figure 3.6 Inclinaison des échantillons sur la plaque de fabrication de la machine SLS (vue dessus)

La fabrication a été faite par couches de poudre de 30  $\mu\text{m}$  et en utilisant les paramètres de fabrication établis par le fabricant. Les échantillons ont été positionnés avec une inclinaison de 30° par rapport au balai d'approvisionnement (cf. figure 3-6), afin de maximiser le nombre d'échantillons fabriqués sur la plaque support. Le titane utilisé est une poudre du fournisseur EOS® dont la composition est précisée dans la figure 3-7. Ce matériau contient donc de l'aluminium et du vanadium (à hauteur de 6% et 4% respectivement) ainsi que des traces d'azote, de fer, d'oxygène de carbone et d'hydrogène. Les caractéristiques mécaniques de notre matériau après sa mise en forme nous donnent un module d'élasticité de 112GPa, et une résistance élastique conventionnelle de 1125 MPa selon les données du constructeur, dans la direction de fabrication.

Propriétés du titane EOS	
Composition chimique	Al ( 5,5 – 6,75 %)
	V ( 3,5 – 4,5 %)
	O < 0,13 %
	N < 0,05 %
	C < 0,08 %
	H < 0,012 %
	Fe < 0,25 %
densité	4,41 g/cm <sup>3</sup>

Figure 3.7 Composition chimique et densité de la poudre de titane  
Adaptée de la fiche technique du constructeur EOS

### 3.3 Étude des échantillons fabriqués

#### 3.3.1 Premières observations suite à la fabrication

Suite à la fabrication de nos échantillons, on récupère premièrement une plaque sur laquelle sont encore rattachés tous les échantillons (cf. figure 3-8 A). La première constatation est que les échantillons de 2 mm de pore et 0,5 mm de barre n'ont pas pu être réalisés correctement par la machine et ne seront donc pas testables (cf. figure 3-8 B).

Il semble donc que des parties trop élancées (un rapport longueur/diamètre de 4) ne sont pas réalisables par la machine. En étudiant les échantillons de 500B2000P et la méthode de fabrication, on peut supposer que différents paramètres ont pu influencer sur les résultats de la fabrication tels que le refroidissement de la poudre, les paramètres du laser, ou encore le système de réapprovisionnement en poudre. L'influence d'un de ces facteurs ou une combinaison de plusieurs a empêché la bonne réalisation de ces échantillons. En effet, on peut voir que les parties qui n'ont pas pu être réalisées se situent dans la zone éloignée des

plaques pleines. C'est pourquoi on peut dire que c'est le passage du balai de réapprovisionnement qui est grandement responsable du résultat visible sur la figure 3-9.

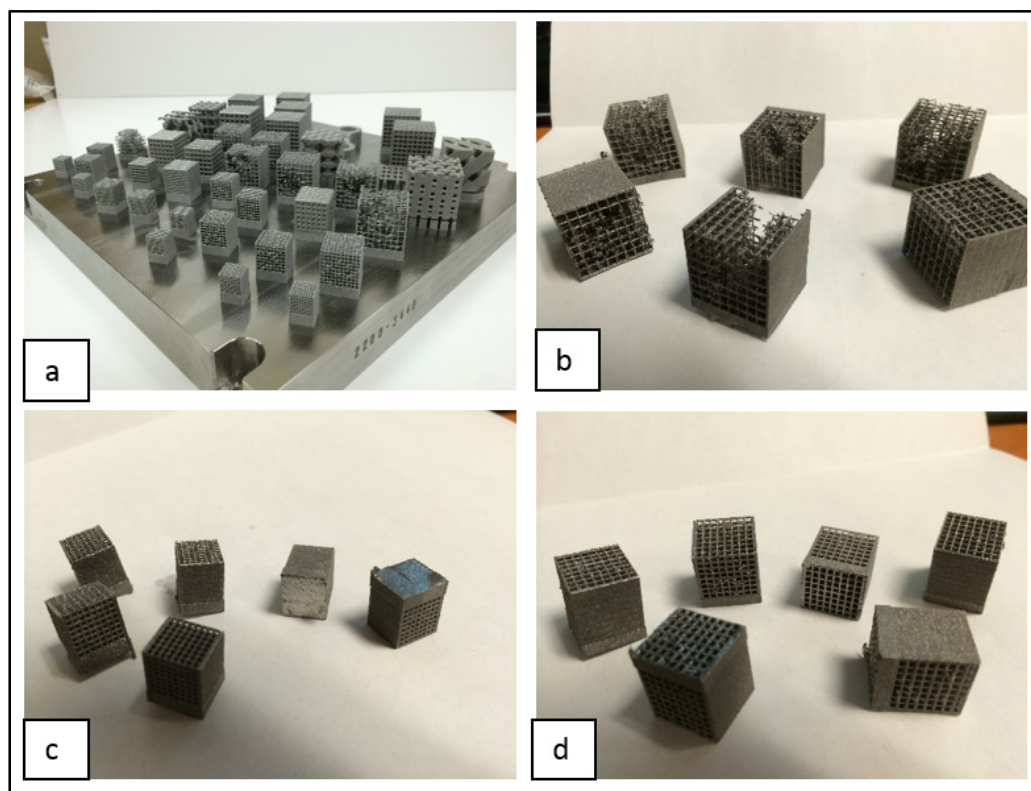


Figure 3.8 Plaque de fabrication après la fabrication (a) et échantillons séparés de la plaque (b, c, d) (b : B500P2000, c : B500P500, d : B500P1000)

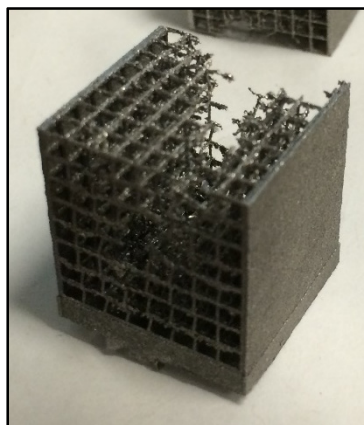


Figure 3.9 Agrandissement d'un échantillon B500P2000 pour visualiser les défauts de fabrication

On constate aussi que les échantillons dont le diamètre de barre est de  $500\mu\text{m}$  ont plus de bavures que l'échantillon dont les barres font  $1000\mu\text{m}$  (cf. figure 3-10). Les bavures sont un problème pour des pièces fabriquées pour le domaine du biomédical car les contraintes de ce domaine sont très strictes en matière de répétabilité des processus. Nous verrons lors de la suite de l'étude si ces bavures sont présentes dans tout l'échantillon et leur impact sur les dimensions des barres fabriquées.

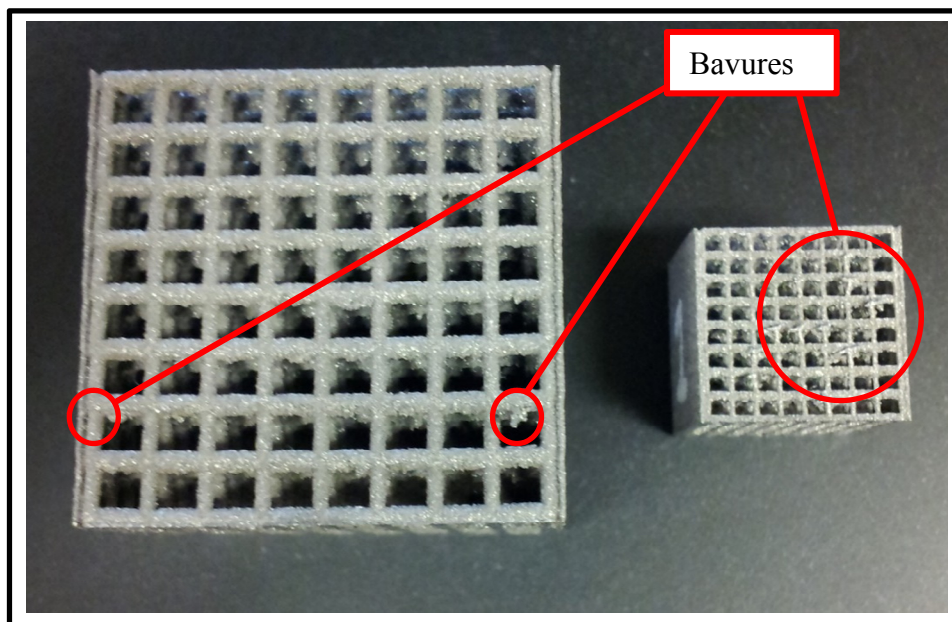


Figure 3.10 Échantillons de B1000P2000 (à gauche) et de B500P1000 (à droite)

### 3.3.2 Préparation des échantillons pour les essais

Suite à la fabrication de nos échantillons, une nouvelle problématique est de retirer les échantillons de la plaque sans altérer les propriétés mécaniques de nos échantillons. La première étape de retrait a été faite à la disqueuse pour séparer le support de la plaque de fabrication. Le résultat de cette première opération nous laisse encore une bonne partie de support à séparer de nos échantillons (cf. figure 3-11). Afin de réaliser ce dernier retrait, nous avons envisagé plusieurs options. Ces dernières sont présentées dans le tableau 3-3.

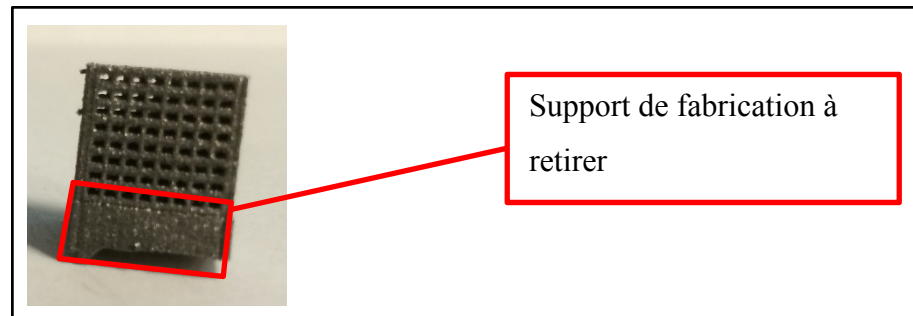


Figure 3.11 Visualisation du support restant après la séparation de la plaque de fabrication

Tableau 3.2 Choix possibles pour le retrait de support

technologie	avantages	inconvénients
scie à disque	rapide, assez précis	fait chauffer la pièce, risque de détériorer l'échantillon sur les derniers millimètres de coupe
fraiseuse conventionnelle	plus précis que la scie à disque, finition très bonne	assez cher, pose des problèmes pour le maintien des échantillons
rectifieuse	technologie la plus précise, pas de chauffe du matériau	procédé lent, non disponible à l'ÉTS

Nous avons tout d'abord procédé à la première option en utilisant la scie à gravité. L'essai a été peu convaincant car il ne permet pas de réaliser une coupe précise en termes de positionnement et de parallélisme par rapport à la face opposée au support. Nous avons donc fait faire le retrait du support grâce à une fraiseuse à commande numérique avec une fraise spéciale de 10mm de diamètre. Le résultat de ce retrait est tout à fait satisfaisant et permettra de faire les essais de compression. En effet, l'état de surface obtenu à la fin de l'opération ainsi que la précision de la zone de coupe permettent de retirer le support de manière complète et sans dégrader les échantillons.

### **3.3.3 Évaluation géométrique des échantillons**

#### **3.3.3.1 Évaluation géométrique à l'aide d'un microscope confocal:**

Le but de cette évaluation est de réussir à vérifier les capacités de fabrication de la technologie SLS pour nos échantillons poreux. Afin de pouvoir mesurer de manière précise et rapide un grand nombre de barres, nous avons choisi de réaliser nos mesures à partir d'images prises grâce à des appareils optiques.

On utilisera pour cela un microscope confocal à balayage laser (Olympus LEXT). Ce type de microscope permet de récupérer de manière nette une image de nos barres sur toute leur épaisseur (cf. figure 3-12). En effet, la technique de prise de clichés grâce à ce matériel permet d'obtenir des images très précises des faces de nos échantillons, et ce en image topographique. La précision que l'on peut obtenir sur les échantillons dépend de l'objectif que l'on sélectionne sur le microscope. Ces objectifs vont de x1 à x50. Nous avons utilisé l'objectif nous donnant un grossissement de 1 pour prendre les images de nos échantillons, car un grossissement supérieur nous montrerait trop de détails par rapport à ce que l'on veut observer sur nos échantillons. Les grossissements plus importants sont faits pour visualiser les microstructures cristallines présentes dans les alliages, ce dont nous n'avons pas besoin dans le cadre de notre étude, qui concerne les dimensions générales de nos barres.



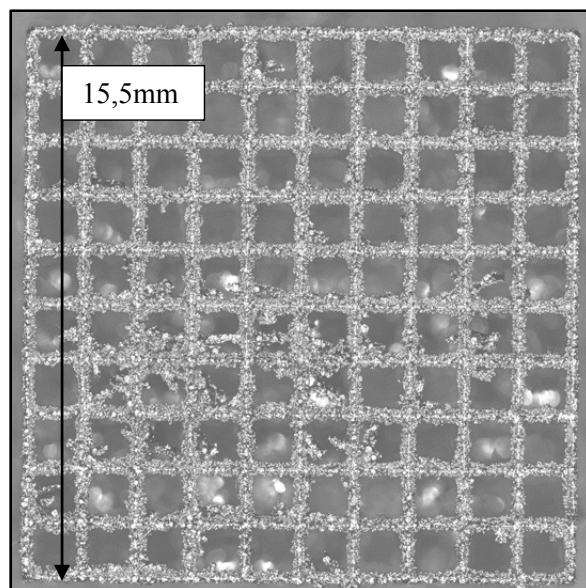


Figure 3.12 Image non traitée du microscope B500P1000 (1pixel = 3 $\mu$ m)

### 3.3.3.2 Méthode de traitement d'images à l'aide du logiciel ImageJ

Nous avons ensuite utilisé une méthode de traitement d'images qui permet au départ de caractériser les structures métalliques des échantillons. L'intérêt de ce traitement d'images est qu'il permet d'obtenir des dimensions sur nos échantillons de manière très précise. Pour cela nous nous sommes servis du logiciel ImageJ, un logiciel libre (<http://imagej.nih.gov/ij/>), qui permet, grâce à la méthode décrite juste ensuite, de faire les traitements d'images qui nous intéressent.

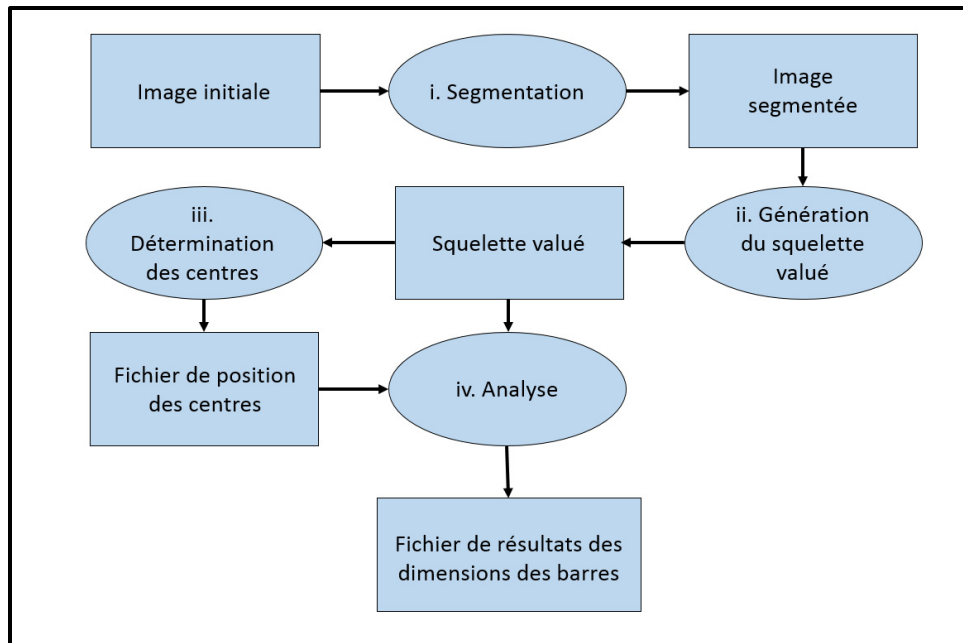


Figure 3.13 Méthode de traitement des images pour récupérer les informations dimensionnelles sur les faces

Donc, pour récupérer les informations dimensionnelles sur les échantillons grâce aux images, on utilise une méthode en quatre étapes. La première est de passer l'image de son format 32bits à un format 8bits afin de pouvoir faire tous les autres traitements. Ensuite, on effectue une **segmentation** de l'image (étape i. sur la figure 3-13). Ce filtrage permet de séparer clairement notre échantillon du fond noir ou des bavures que nous ne voulons pas traiter. La seconde étape de traitement est un passage de la forme segmentée à un squelette qui représente les points milieux de nos barres et les localisations des nœuds de notre structure (étape ii. de la figure 3-13), c'est la **génération du squelette valué** (notation pour la pondération d'information sur un pixel). La troisième étape nous fournit une détermination des positions et des dimensions des nœuds sous la forme d'un document texte, c'est l'étape de **détermination des centres** (étape iii. Figure 3-13). Enfin, la dernière étape, l'**analyse** (étape iv. Figure 3-13), nous renvoie un fichier texte contenant toutes les informations relatives aux barres : longueur, position, largeur moyenne, ainsi que leur angle moyen et ce, en combinant les informations du squelette valué et des positions des centres.

On peut voir sur la figure 3-14 les résultats des différentes étapes du traitement. L'image a est le résultat du passage de notre image en 32bits. L'image b est l'image segmentée qui sert ensuite à créer le squelette valué (image c). L'image d présente un extrait du fichier texte que l'on récupère à la fin de l'analyse des barres et qui contient toutes les informations dimensionnelles de nos barres.

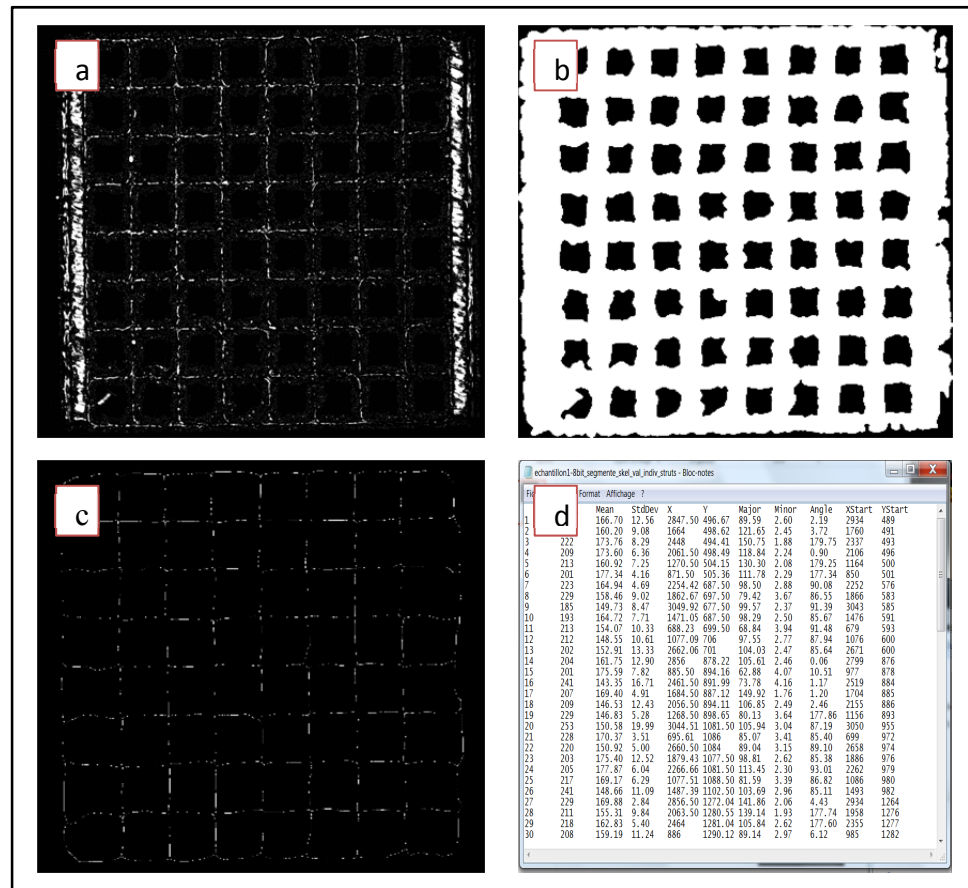


Figure 3.14 Résultats des étapes de traitement d'images (a : image brute ; b : image segmentée ; c : squelette valué ; d : fichier de résultat)

### 3.3.3.1 Premières observations sur les prises de clichés

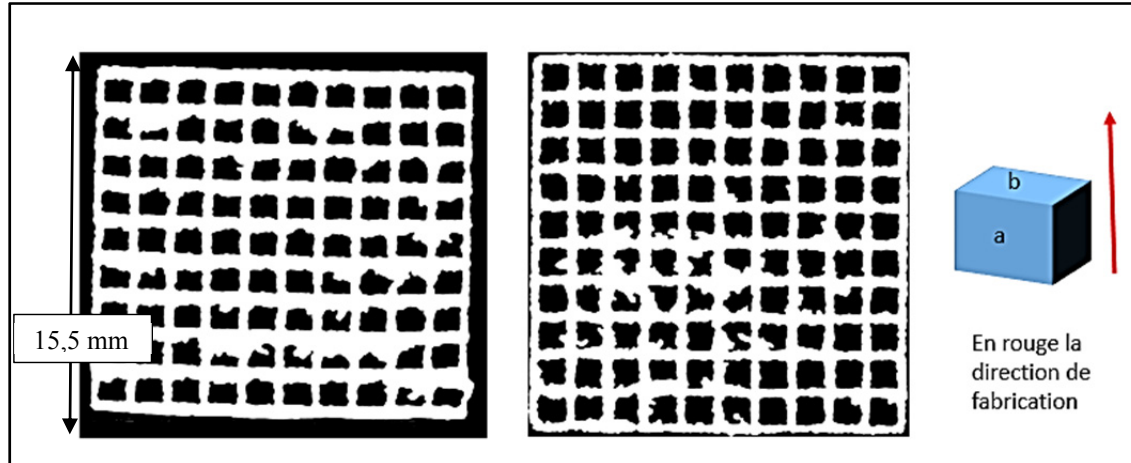


Figure 3.15 Différence d'épaisseur en fonction de l'orientation de la face (exemple sur un B500P1000) a) face parallèle à la direction de fabrication  
b) face perpendiculaire à la direction de fabrication

Les premières observations sur ces clichés nous montrent que la direction de fabrication influe sur l'épaisseur des barres fabriquées. En effet, on constate que les barres sont plus fines si on les observe parallèlement à la direction de fabrication que si on les observe perpendiculairement à cette dernière (cf. figure 3-15). Ce constat a été analysé plus en détail par Isabelle Ky, stagiaire au LIO-ETS. La technique utilisant le microscope optique ne nous permet que d'obtenir l'information sur les 6 faces externes de l'échantillon. Or, l'aspect extérieur de nos échantillons ne donne aucune information sur la structure interne de nos pièces qui représente bien plus de matière que la seule considération des six faces visibles. C'est pourquoi nous avons cherché une solution pour visualiser la totalité de notre échantillon. Cette dernière sera l'utilisation d'un appareil de  $\mu$ -CT scan.

### 3.3.3.2 Méthode de contrôle global non destructif ( $\mu$ CT-scan)

Un micro CT-scan a été utilisé afin d'obtenir les informations 3D sur nos échantillons. Cet appareil, au départ utilisé pour scanner des souris dans le cadre de recherches dans le domaine médical, a aussi été utilisé par certains chercheurs (P. Heintl 2008) pour étudier des échantillons de titane poreux fabriqués en EBM. Ce procédé nous a permis d'avoir des images en trois dimensions de nos échantillons avant les essais et dans différents états de compression pour trois échantillons.

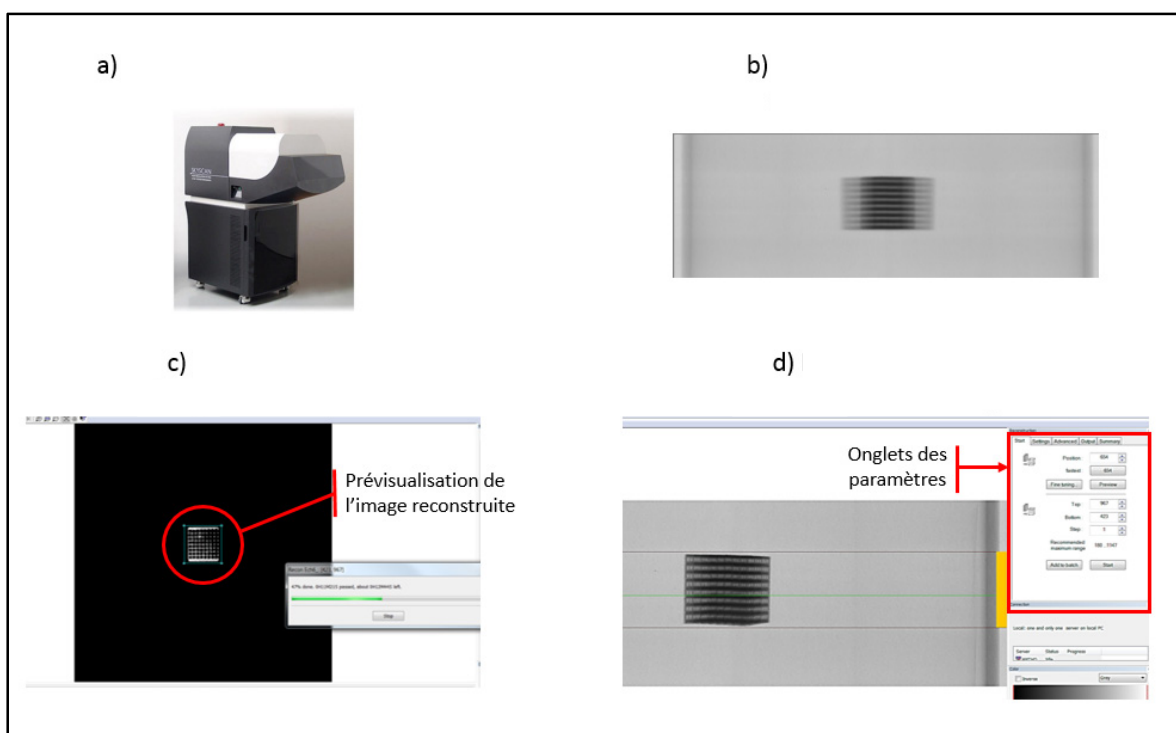


Figure 3.16 Déroulement des scanners et de la reconstruction des images  
 a) scanner de micro-tomographie; b) exemple de cliché brut de la caméra du  $\mu$ CT;  
 c) réorientation des images reconstruites; d) paramétrage de la reconstruction des images

Le déroulement d'un scan est le suivant (cf. Figure 3-16), on place les échantillons dans l'appareil (a) et on ajuste les paramètres en fonction de nos besoins (d). En considérant que nos échantillons ont une hauteur de couche de  $35\mu\text{m}$  (pour les couches d'approvisionnement en poudre de titane), nous avons décidé de les scanner avec une précision de  $35\mu\text{m}$  pour la

totalité de nos échantillons, et nous avons complété par des scans complémentaires à une précision de  $18\mu\text{m}$  sur un échantillon de chaque type d'échantillon (le n° 6 pour faciliter les traitements ultérieurs) afin d'éventuellement pouvoir évaluer les amorces de rupture dans notre matériau avec une meilleure précision. Les images reconstruites sont ensuite récupérées sous la forme d'un dossier d'images (b) qu'il est possible de traiter de la même manière que les images du microscope confocal après une reconstruction en trois dimensions (image c de la figure 3-16) (cf. figure 3-17).

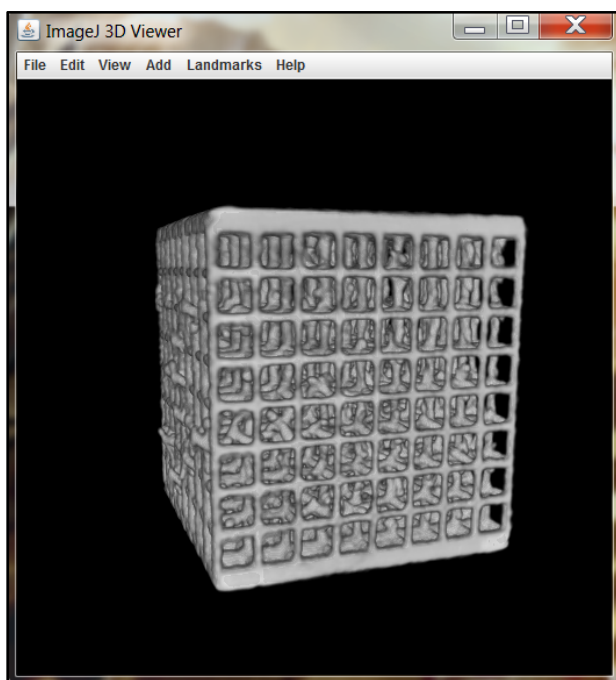


Figure 3.17 Image reconstruite visualisée grâce à ImageJ (<http://imagej.nih.gov/ij/>), échantillon B500P1000, scanné à  $35\mu\text{m}$  de taille de voxel.

### 3.3.3.3 Premières observations sur la technique de prise d'images

Lors de nos prises de clichés, nous avons vu différents artefacts qui peuvent altérer la qualité de nos images. Ces problèmes peuvent subvenir lorsque l'on règle mal le taux de saturation des rayons X du scanner ce qui rend les images prises trop saturées en blanc et donc inutilisables. On peut aussi avoir des soucis avec le cadrage des échantillons dans le banc de positionnement car afin de récupérer la totalité de nos échantillons les plus gros il est nécessaire de bien les centrer par rapport à l'axe de rotation du scanner (cf. figure 3-18).

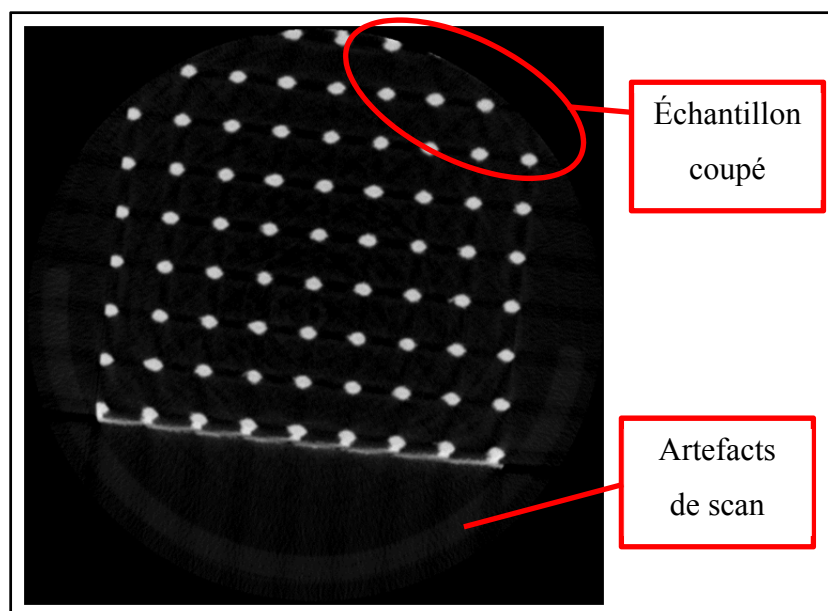


Figure 3.18 Exemples des défauts de scan

## 3.4 Analyse dimensionnelle

### 3.4.1 Méthode d'analyse des barres dans nos échantillons :

Pour analyser les dimensions des barres de nos échantillons, nous avons procédé en trois étapes. La première est de récupérer les fichiers d'images compressées (cf. section 3.3.3.2) de tous les échantillons que l'on veut caractériser. Puis, on utilise un programme qui permet de créer des tranches dans nos échantillons et ainsi créer des images internes de toutes les barres sur chaque plan de barres.

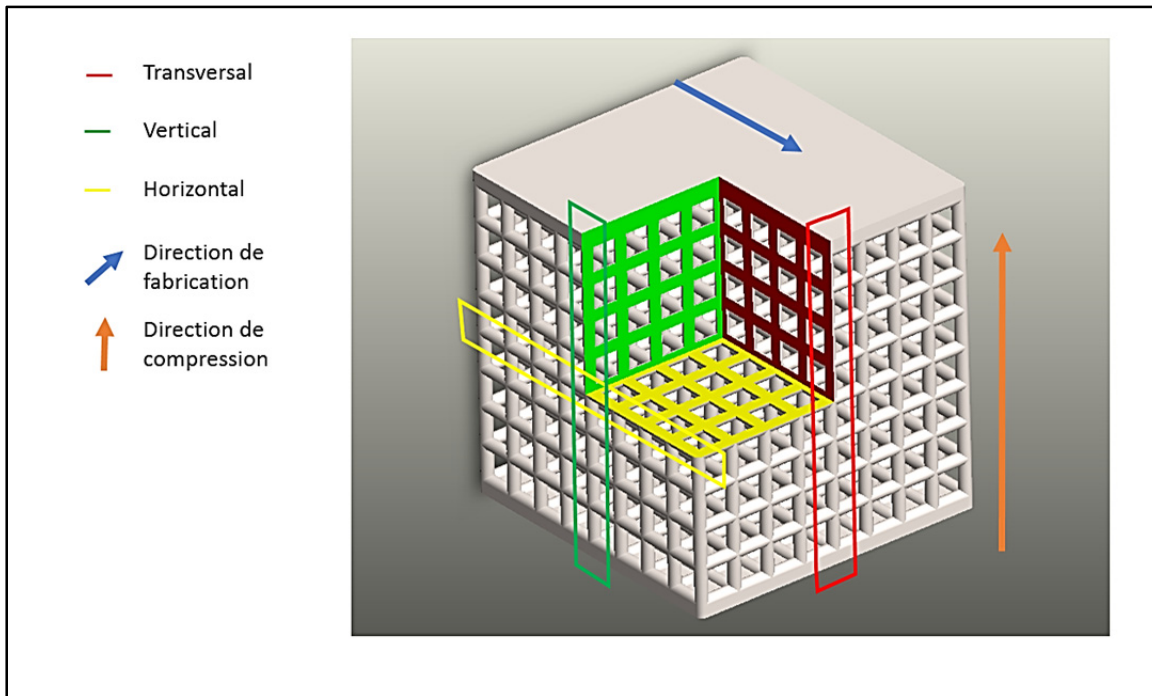


Figure 3.19 Orientation des tranches dans les échantillons

Ce programme fonctionne de la manière suivante : on sélectionne le fichier qui rassemble toutes les images, puis on sélectionne le type de tranche que l'on veut (horizontale ou verticale cf. figure 3-19 et figure 3-20 A). Après avoir fait ce choix, on sélectionne l'ensemble des tranches que l'on veut faire (cf. figure 3-20 B) et le programme réalise les tranches de manière automatique. La dernière étape consiste à faire pivoter le fichier d'images de  $90^\circ$  afin de pouvoir réaliser les dernières tranches (la direction transversale cf. figure 3-19). Suite à cela, on obtient 27 tranches pour chaque échantillon. On peut en voir une sur la figure 3-20 C.



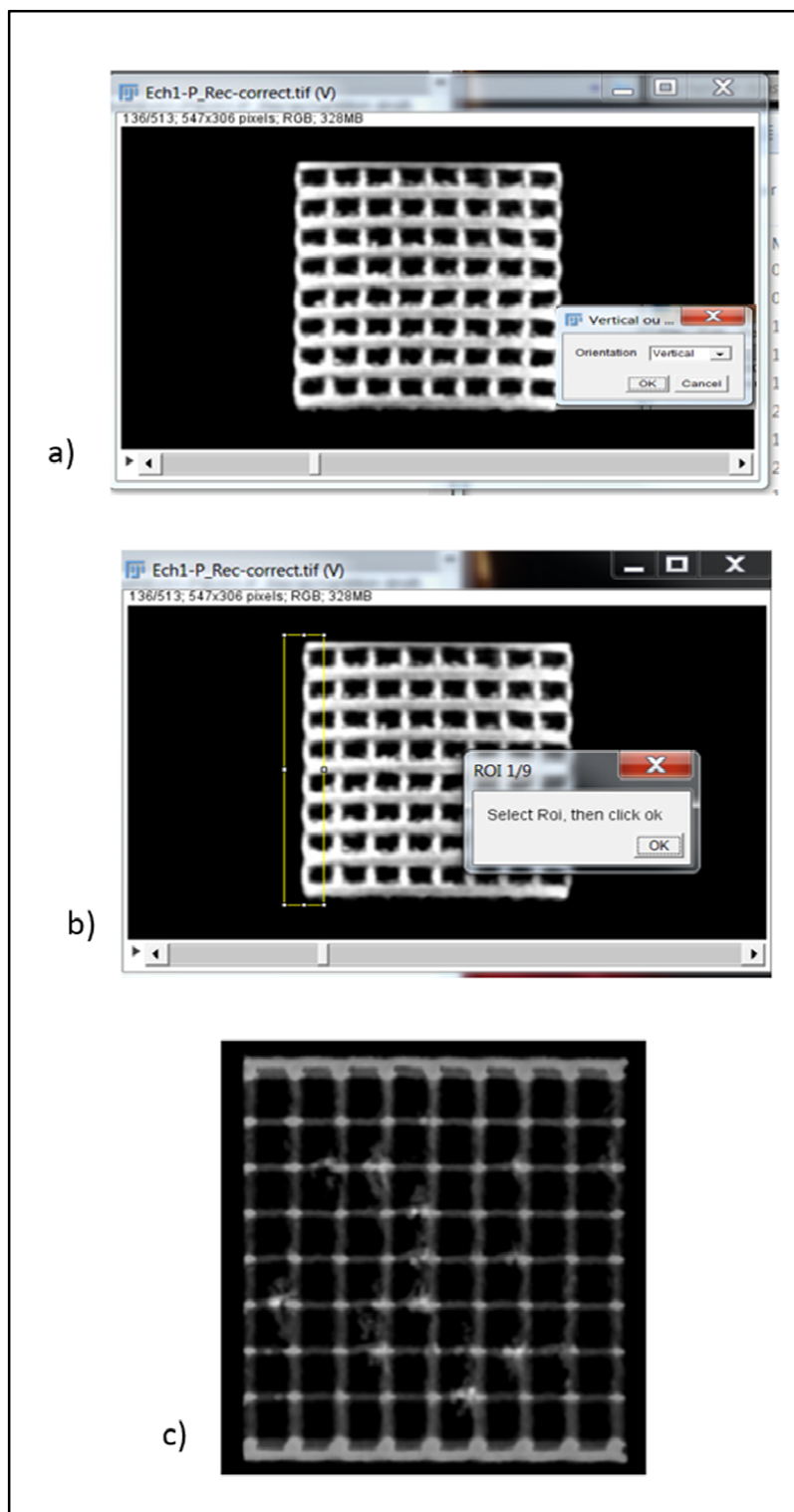


Figure 3.20 Étapes de traitement des images 3D  
 a) sélection de l'orientation; b) sélection des tranches  
 c) exemple de résultat pour une tranche

On analyse ensuite les tranches obtenues dans le programme que nous avons utilisé pour traiter les photos des faces prises avec le microscope à balayage laser. Ainsi, on peut traiter les informations dimensionnelles de chaque barre sur tous les plans de nos échantillons.

### **3.4.2 Résultats obtenus après traitements**

Après avoir fait les traitements d'images, on peut récupérer les informations de dimension sur nos échantillons. Le traitement des images (cf. 3.3.3.2) est une étape cruciale qui demande beaucoup de temps, car elle est réalisée de manière semi-automatique et consomme beaucoup de ressources de calcul. C'est pourquoi nous nous sommes concentrés sur un échantillon de chaque couple diamètre de barre/diamètre de pore. Nos résultats sont présentés dans le tableau 3-4. Pour estimer la qualité de nos échantillons, nous avons considéré que nos barres ne sont plus conformes au-delà de 10% d'écart de cote par rapport à la valeur nominale. La valeur, ou cote, nominale étant la dimension notée sur le plan, soit 500 $\mu$ m pour les barres d'un échantillon de B500P100 par exemple.

En tenant compte que notre méthode de traitement supprime les barres des 6 faces extérieures (soient environ 1000 barres pour chaque échantillon), on voit sur le tableau 3-4 que tous les types d'échantillons sont en dehors des dimensions nominales désirées. La valeur moyenne de l'épaisseur de nos barres est systématiquement en dessous de la dimension nominale. Notamment dans le plan de fabrication où on voit que les barres sont beaucoup plus fines en moyenne que dans les deux autres plans. Pour avoir une idée plus globale de nos résultats, nous présentons ensuite chacun des échantillons testés individuellement ainsi qu'une vue d'ensemble sur nos échantillons.

Tableau 3.3 Récapitulatif des dimensions moyennes de nos échantillons selon les plans et les couples taille de barre et taille de pore : a) B500P500; b) B500P1000; c) B1000P2000

	tranches	% barres non conformes	épaisseur moyenne de barres (mm)	% barres hors de la tolérance par rapport à la moyenne	épaisseur moyenne des barres horizontales (mm)	épaisseur moyenne des barres verticales (mm)	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres horizontales	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres verticales
a)	horizontales	99%	0,238±0,037	11%	0,242±0,039	0,233±0,035	23%	9%
	verticales	76%	0,392±0,079	58%	0,579±0,062	0,449±0,041	33%	34%
	transversales	62%	0,422±0,083	69%	0,687±0,069	0,486±0,040	36%	42%

tolérance 500  
±50µm

	tranches	% barres non conformes	épaisseur moyenne de barres (mm)	% barres hors de la tolérance par rapport à la moyenne	épaisseur moyenne des barres horizontales (mm)	épaisseur moyenne des barres verticales (mm)	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres horizontales	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres verticales
b)	horizontales	72%	0,378±0,12	68%	0,329±0,13	0,439±0,065	72%	44%
	verticales	73%	0,383±0,11	70%	0,445±0,10	0,320±0,087	58%	32%
	transversales	76%	0,376±0,11	70%	0,445±0,099	0,303±0,058	60%	18%

tolérance 500  
±50µm

	Tranches	% barres non conformes	épaisseur moyenne de barres (mm)	% barres hors de la tolérance par rapport à la moyenne	épaisseur moyenne des barres horizontales (mm)	épaisseur moyenne des barres verticales (mm)	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres horizontales	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres verticales
c)	horizontales	80%	0,678±0,063	46%	0,689±0,067	0,668±0,058	53%	38%
	verticales	90%	0,817±0,10	60%	0,876±0,097	0,773±0,090	40%	56%
	transversales	100%	0,820±0,11	65%	0,874±0,11	0,762±0,068	61%	55%

tolérance 1000  
±100µm

### 3.4.2.1 Échantillon B500P500

On voit sur la figure 3-21 que la majorité des diamètres de barres (mesurés grâce au traitement d'images) dans l'échantillon sont plus faibles que la valeur nominale (500 $\mu$ m). De plus, les barres orientées à 90° (soit dans le plan de fabrication) sont, à quelques barres près, plus fines que la tolérance que nous avons définie dans la section 3.4.2. On peut aussi voir sur le tableau 3-4 que même si nos échantillons sont loin de la cote nominale en moyenne, ils sont en revanche assez proches de leur moyenne si on les sépare par plan et par orientation dans ces plans. On passe ainsi de plus de 60% de barres hors cote à moins de 40% dans tous les cas considérés, on a donc bien un décalage moyen du diamètre de nos échantillons par rapport aux dimensions nominales. De plus, on obtient un écart-type sur nos épaisseurs de 32 $\mu$ m pour les barres dans les tranches horizontales alors que pour les deux autres directions il est de 79 et 83 $\mu$ m soit deux fois plus important.

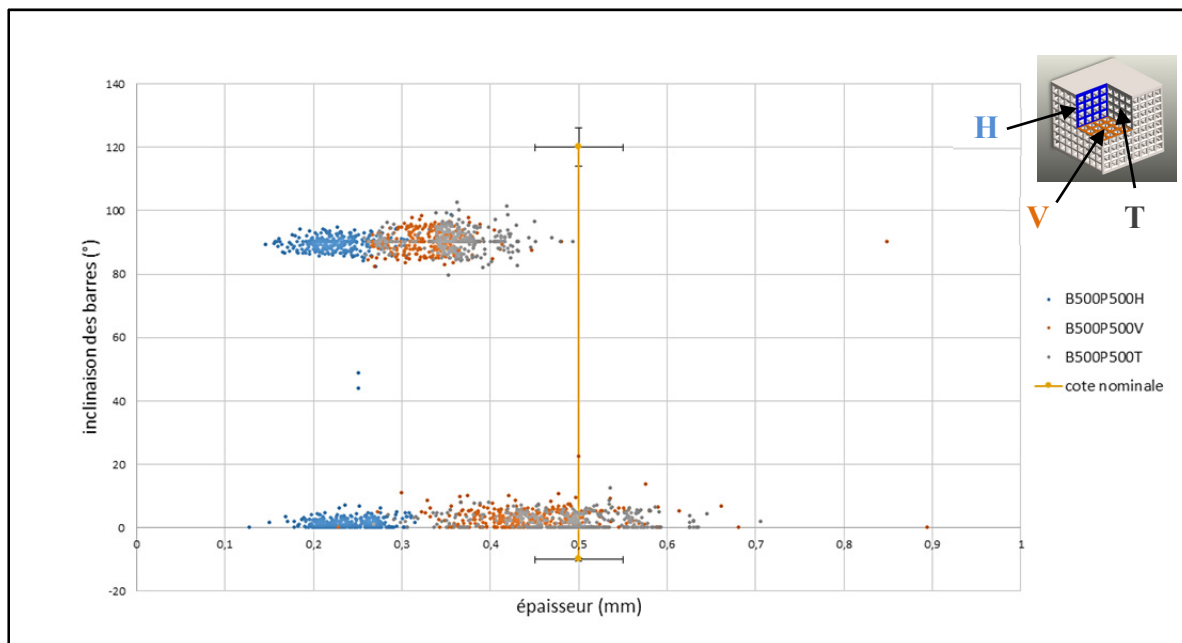


Figure 3.21 Dispersion des diamètres de barres en fonction des plans de l'échantillon B500P500

Si on considère maintenant uniquement les faces parallèles au plan de fabrication (en bleu sur la figure 3-21), on constate que l'orientation des barres ne change pas la dispersion de nos points et que les moyennes de diamètre selon les deux directions sont très proches (cf. tableau 3-5). Dans les deux autres directions, on constate que les nuages de points sont très similaires dans leurs formes bien que leurs valeurs moyennes soient différentes (cf. tableau 3-5), notamment pour les barres horizontales (celles dans le plan perpendiculaire au plan de fabrication).

Tableau 3.4 Valeurs moyennes des diamètres de barres de l'échantillon B500P500  
(les pourcentages sont toujours calculés pour une tolérance de  $\pm 10\%$   
de la valeur nominale, ici  $50\mu\text{m}$ )

tranches	% barres non conformes	épaisseur moyenne de barres (mm)	% barres hors de la tolérance par rapport à la moyenne	épaisseur moyenne des barres horizontales (mm)	épaisseur moyenne des barres verticales (mm)	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres horizontales	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres verticales
horizontales	99%	0,238 $\pm$ 0,037	11%	0,242 $\pm$ 0,039	0,233 $\pm$ 0,035	23%	9%
verticales	76%	0,392 $\pm$ 0,079	58%	0,579 $\pm$ 0,062	0,449 $\pm$ 0,041	33%	34%
transversales	62%	0,422 $\pm$ 0,083	69%	0,687 $\pm$ 0,069	0,486 $\pm$ 0,040	36%	42%

### 3.4.2.2 Échantillon B500P1000

Pour l'échantillon B500P1000, les diamètres de barres sont très dispersés par rapport à la cote nominale que nous désirions (cf. figure 3-22). Néanmoins les barres orientées à  $0^\circ$  sont plus regroupées pour les tranches verticales et transversales (en gris et en orange sur la figure 3-22). On constate aussi en observant le tableau 3-6 que les diamètres moyens des barres dans chaque plan sont similaires.

De plus, les écart-types sur l'épaisseur de toutes les barres se situent entre 108 et 123  $\mu\text{m}$  pour les trois plans de notre échantillon. Cet écart est très important par rapport à la moyenne d'épaisseur qui est de 380  $\mu\text{m}$  sur l'ensemble des barres.

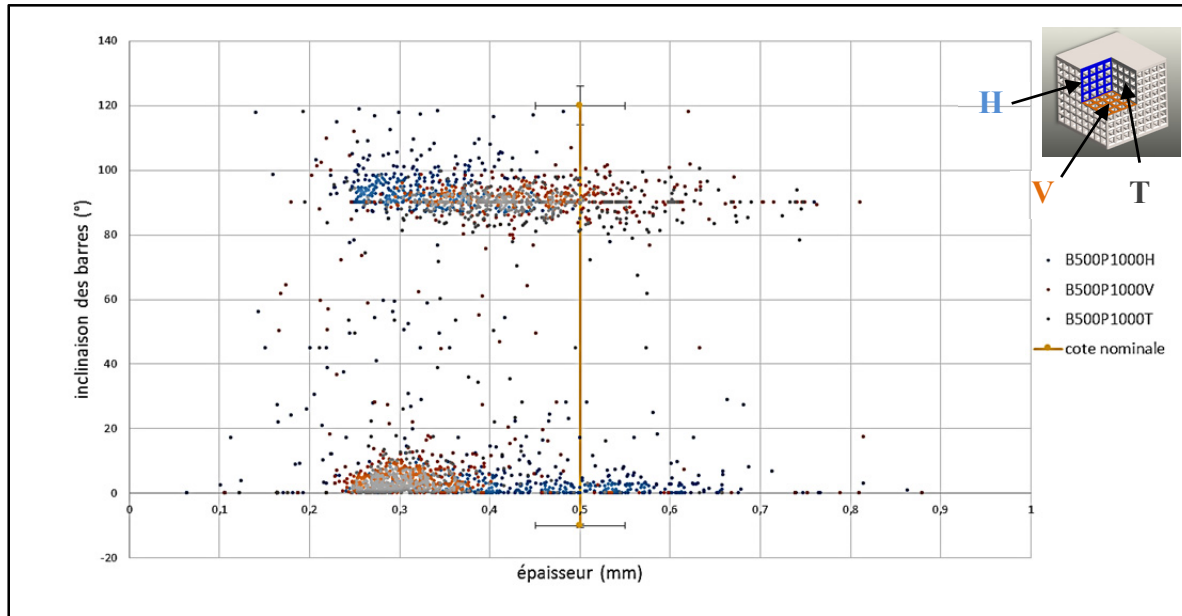


Figure 3.22 Dispersion des diamètres de barres en fonction des plans de l'échantillon B500P1000

Si on considère maintenant les barres dans le plan de fabrication (série de points bleus sur la figure 3-22), les barres sont très dispersées en terme d'épaisseur, mais que la moyenne de diamètre est différente pour les deux orientations de nos barres, ce qui est vérifié dans le tableau 3-6. On voit en effet qu'il y a 0,1mm de différence entre les diamètres moyens de nos barres inclinées à 0° et 90°.

Ce constat est identique dans les autres plans de notre échantillon. On a en effet toujours cette différence de diamètre entre les deux directions. Les pourcentages de barres dont le diamètre est hors de l'encadrement de plus ou moins 10% de la valeur nominale (500  $\mu\text{m}$ ) restent au-dessus de 58% pour les barres horizontales par rapport à la moyenne du diamètre dans cette direction. On voit donc ici que cet échantillon est très dispersé dans ses diamètres, constat confirmé par la figure 3-22 qui montre bien cette dispersion des données.

Tableau 3.5 Valeurs moyennes des diamètres de barres de l'échantillon B500P1000  
(les pourcentages sont toujours calculés pour une tolérance de  $\pm 10\%$   
de la valeur nominale, ici  $50\mu\text{m}$ )

tranches	% barres non conformes	épaisseur moyenne de barres (mm)	% barres hors de la tolérance par rapport à la moyenne	épaisseur moyenne des barres horizontales (mm)	épaisseur moyenne des barres verticales (mm)	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres horizontal es	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres verticales
horizontales	72%	$0,378 \pm 0,12$	68%	$0,329 \pm 0,13$	$0,439 \pm 0,065$	72%	44%
verticales	73%	$0,383 \pm 0,11$	70%	$0,445 \pm 0,10$	$0,320 \pm 0,087$	58%	32%
transversales	76%	$0,376 \pm 0,11$	70%	$0,445 \pm 0,099$	$0,303 \pm 0,058$	60%	18%

### 3.4.2.3 Échantillon B1000P2000

Pour l'échantillon B1000P2000, on peut voir que la majorité des barres ont un diamètre plus faible que la valeur nominale (cf. Figure 3-23). On voit aussi que l'orientation des barres a une influence faible sur la dispersion des diamètres de barre. En effet, on obtient un écart-type de  $62\mu\text{m}$  sur le plan de fabrication, et de  $102\mu\text{m}$  dans les autres directions.

Si on ne considère que les plans parallèles au plan de fabrication (série en bleu sur la figure 3-23), on peut voir que la dispersion des diamètres est plus large que notre tolérance de 10% sur la dimension nominale. Cette observation est confirmée par les valeurs du tableau 3-7. En effet, les moyennes des diamètres des barres sont très similaires à  $20\mu\text{m}$  près. Le diamètre moyen des barres dans cette direction est très inférieur à la dimension nominale, soit  $678\mu\text{m}$  au lieu de  $1000\mu\text{m}$ .

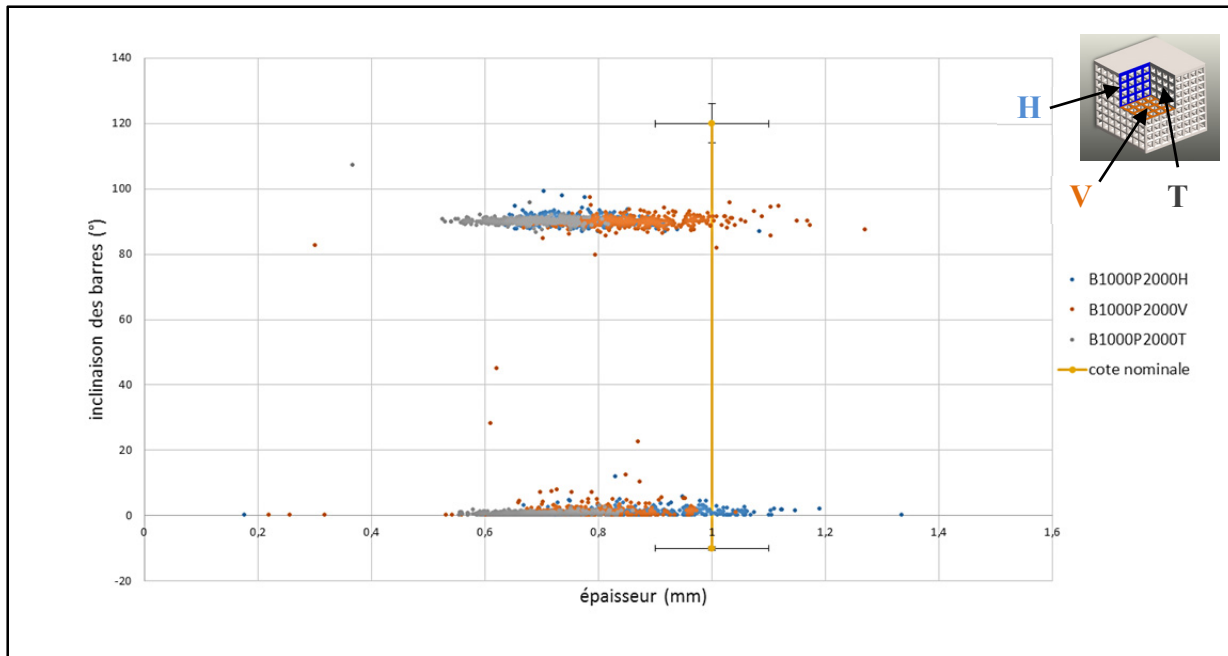


Figure 3.23 Dispersion des diamètres de barres en fonction des plans de l'échantillon B1000P2000

Dans les deux plans perpendiculaires au plan de fabrication, on peut voir que les barres sont aussi plus fines que la valeur nominale, mais on constate une différence de l'ordre de 100  $\mu\text{m}$  entre les barres verticales et horizontales. On note aussi que lorsque l'on compare les pourcentages de barres dans la tolérance, si on centre celle-ci sur la moyenne des diamètres de barre au lieu de la dimension nominale, on passe de plus de 80% barres hors-cote à moins de 65%. Cette diminution est tout à fait notable, mais on reste encore dans une proportion de barres hors-cote de plus de 46% ce qui reste tout de même important.



Tableau 3.6 Valeurs moyennes des diamètres de barres de l'échantillon B1000P2000  
(les pourcentages sont toujours calculés pour une tolérance de  $\pm 10\%$   
de la valeur nominale, ici  $100\mu\text{m}$ )

Tranches	% barres non conformes	épaisseur moyenne de barres (mm)	% barres hors de la tolérance par rapport à la moyenne	épaisseur moyenne des barres horizontales (mm)	épaisseur moyenne des barres verticales (mm)	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres horizontales	% barres hors tolérance par rapport à la moyenne des barres verticales
horizontales	80%	$0,678 \pm 0,063$	46%	$0,689 \pm 0,067$	$0,668 \pm 0,058$	53%	38%
verticales	90%	$0,817 \pm 0,10$	60%	$0,876 \pm 0,097$	$0,773 \pm 0,090$	40%	56%
transversales	100%	$0,820 \pm 0,11$	65%	$0,874 \pm 0,11$	$0,762 \pm 0,068$	61%	55%

#### 3.4.2.4 Remarques générales sur les échantillons

On considère maintenant uniquement la dispersion des épaisseurs par rapport à la moyenne des épaisseurs de barres dans les trois échantillons. On constate qu'à part pour la face supérieure de l'échantillon B500P500, on trouve encore plus de 50% des barres en dehors de notre tolérance qui est de  $\pm 10\%$ . Si on regarde uniquement les barres horizontales (donc les épaisseurs dans les plans perpendiculaires au plan de fabrication, sur la figure 3-25), on note que ces dernières sont en moyenne plus épaisses que les barres verticales, mais aussi qu'elles sont plus dispersées par rapport à l'épaisseur moyenne dans cette même direction. On voit aussi que sur tous les plans et quel que soit l'échantillon, l'orientation de barres dont la moyenne d'épaisseur est la plus fine (soient les barres dans le plan de fabrication, toujours sur la figure 3-25) est celle qui comporte le moins de barres que l'on a considérée comme hors de notre tolérance.

L'échantillon B500P1000 a une épaisseur constante dans toutes les directions, ce qui est totalement différent des deux autres échantillons. Nous avons vu au cours du traitement que cet échantillon comporte beaucoup de bavures ce qui peut impacter sur les résultats du traitement.

Si on regarde les angles d'inclinaison des barres (cf. figure 3-24), toujours récupérés grâce à notre traitement d'image, on constate que les échantillons B500P500 (a) et B500P1000 (b) comportent moins de défauts dans le plan de fabrication et un même pourcentage de barres défectueuses dans les plans perpendiculaires au plan de fabrication égal à 11%. Pour ce qui est des échantillons de B1000P2000 (c), on voit que les pourcentages de barres défectueuses sont bien plus faibles que les deux autres échantillons si on exclut les barres dans le plan de fabrication, soient toutes les barres horizontales (en bleu sur les histogrammes). Dans la figure 3-24, on note les plans de chaque échantillon de la manière suivante H, B ou T correspondant à l'orientation de la tranche (horizontale, verticale ou transversale) suivi de la dénomination des dimension de l'échantillon (B500P500 par exemple).

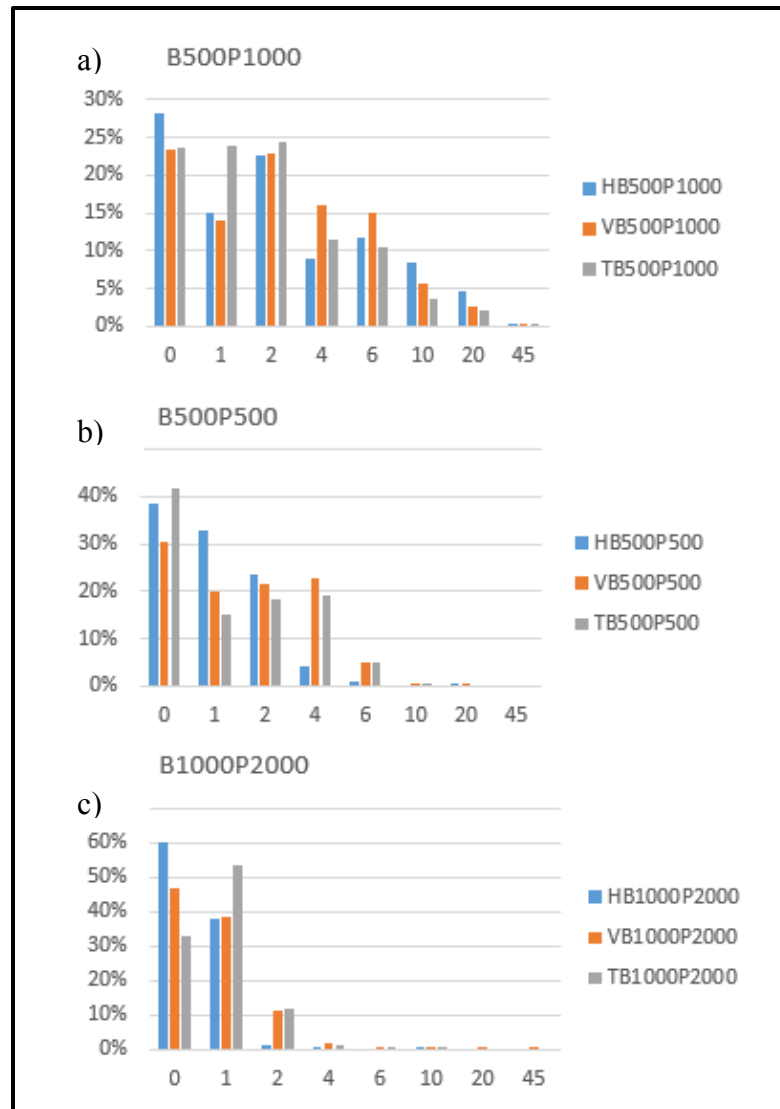


Figure 3.24 Histogrammes de la répartition des angles par plan dans chaque échantillon étudié; a) B500P500; b) B500P1000; c) B1000P2000;

Grâce aux histogrammes de la figure 3-25, on observe plusieurs choses. La première est qu'on trouve plus de barres plus inclinées dans les plans perpendiculaires au plan de fabrication (b). La seconde est qu'on ne trouve des barres inclinées à plus de 10° que sur le B500P1000. On constate aussi que l'échantillon B1000P2000 est le plus régulier en termes d'inclinaison de barres.

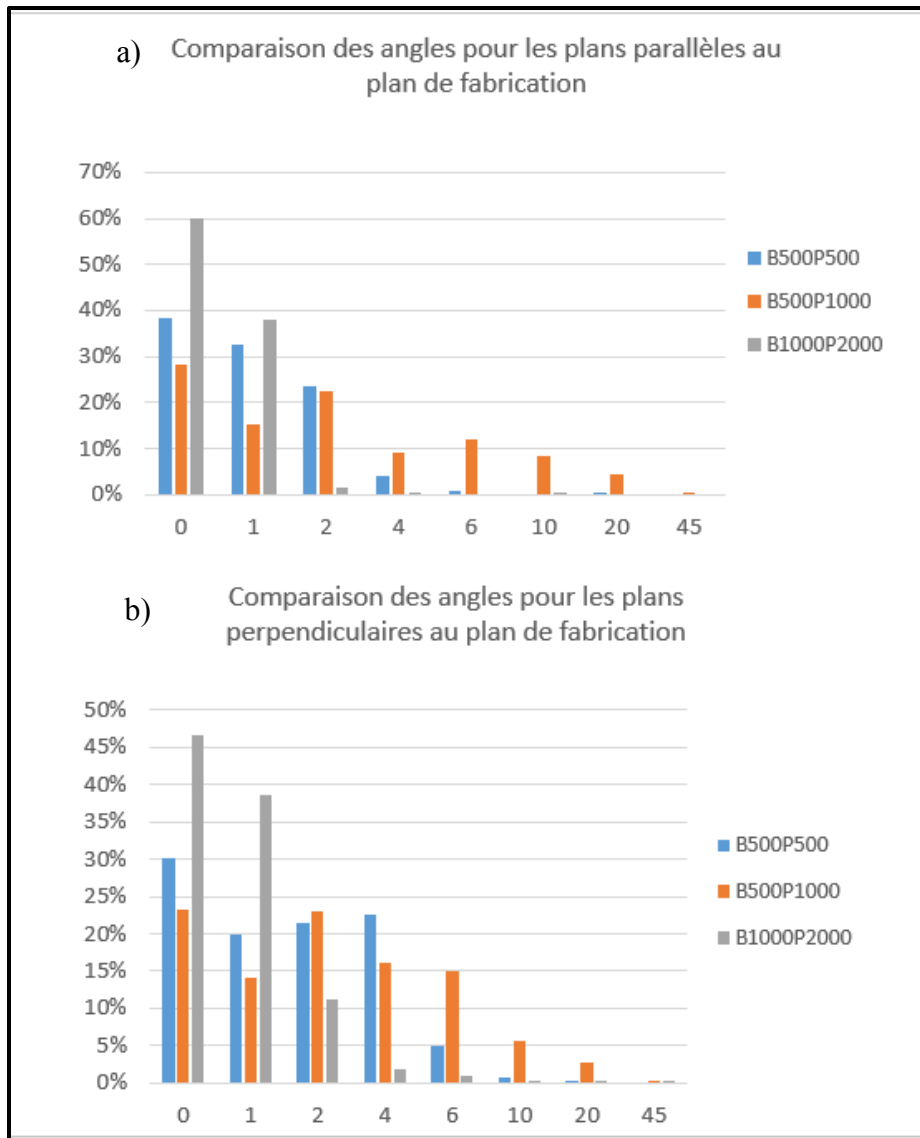


Figure 3.25 Histogrammes de comparaison des inclinaisons de barres pour chaque échantillon dans les plans perpendiculaires (b) et parallèles à la direction de fabrication (a)

### **3.5 Discussion sur la technique de fabrication SLS pour la création de nos échantillons**

#### **3.5.1 Respect des dimensions nominales**

On a donc vu que nos échantillons n'ont pas pu être fabriqués aussi proche de nos modèles CAO que nous l'avions espéré. En effet, les barres fabriquées sont de formes elliptiques quand elles sont orientées dans le plan de fabrication. Ces différences par rapport à ce que l'on souhaitait avoir peuvent être dues à plusieurs facteurs. Un de ces facteurs peut être la déformation inhérente au procédé. Si ce phénomène est avéré, il faudra faire une série de tests en déformant le modèle CAO afin de connaître le bon taux de déformation pour obtenir les dimensions désirées après la fabrication. Il est possible aussi que les paramètres de fabrication n'aient pas été les plus optimums pour assurer une meilleure précision sur les dimensions de nos échantillons. Une autre piste pour assurer une meilleure qualité dans les dimensions est de modifier l'inclinaison de nos échantillons lors de leur fabrication pour répartir l'effet de la gravité sur les barres.

#### **3.5.2 Problèmes liés à l'inclinaison des barres**

Pour ce qui est des inclinaisons de barres, on constate que la grande majorité des barres inclinées à plus de 4 degrés sont bien plus nombreuses dans les plans perpendiculaires au plan de fabrication, et ce dans tous les types d'échantillons. Ces inclinaisons peuvent avoir pour origine plusieurs phénomènes. Une piste de ces inclinaisons est le balai de réapprovisionnement en poudre qui déforme les barres en cours de fabrication et donne ainsi les grandes déformations angulaires que l'on peut trouver sur nos échantillons.

On a vu aussi que l'échantillon B500P1000 est globalement plus loin des dimensions nominales que les autres échantillons et que la dispersion des angles est assez homogène. Cette homogénéité est due à la présence d'un très grand nombre de bavures dans tout l'échantillon. Ces bavures ont une répercussion sur le traitement d'images car la précision du traitement est fortement impactée par elles car il est très difficile de les distinguer des barres (section 3.3.3.1 figure 3-14).

De plus, on constate que le diamètre de barre et le diamètre des pores ont une influence sur la régularité des échantillons, en effet on voit bien que les inclinaisons de barres sont plus faibles pour les échantillons de B1000P2000 que pour les autres échantillons analysés, et l'échantillon de B500P500 est plus régulier que celui de B500P1000. La même constatation peut être faite pour les considérations des dispersions des tailles de barres par rapport aux dimensions nominales.

## **CHAPITRE 4**

### **CARACTÉRISATION MÉCANIQUE DE LA STRUCTURE POREUSE**

Nous avons réalisé deux types de compressions lors de notre étude. Le premier est un essai de compression classique sur un échantillon de chaque couple (diamètre de pore/diamètre de barre), soit 3 échantillons. Le second est un essai de compression par étapes sur un échantillon de B500P500 et sur un échantillon de B500P1000.

#### **4.1 Premiers essais de compression : compression à la rupture**

Pour nos premiers essais mécaniques, nous avons décidé de faire une compression jusqu'à la rupture d'au moins un étage de barres d'un échantillon de chacun des 3 échantillons testés. Ces essais nous donneront certaines propriétés mécaniques de nos échantillons.

##### **4.1.1 Méthodologie de l'essai**

###### **4.1.1.1 Matériel utilisé**

Une machine de traction/compression de type MTS801 a été utilisée pour nos essais. Compte tenu de la taille de nos échantillons, des mors spéciaux ont été conçus et usinés spécifiquement pour ces tests. En effet, la taille de nos échantillons nécessite d'avoir des mors très longs (cf. figure 4-1) ce qui implique des problématiques de rigidité qu'il va falloir prendre en compte dans le dépouillement de nos essais qui sera détaillé dans la section 4.1.2.

Nous avons utilisé une caméra Manta G504 B monochrome fabriquée par Allied vision technologies (Taschenweg, Allemagne), avec un objectif télécentrique réglable couvrant 1 à 2 cm de champ. Ce type d'objectif permet de ne pas avoir d'effets de perspective et "d'aplatir" l'image. Nous utilisons une caméra monochrome car cela améliore la résolution. Le capteur de la caméra comporte 2452\*2056 pixels. C'est un format de type 2/3 avec une taille de pixel de 3.45  $\mu\text{m}$ . Elle peut acquérir jusqu'à 9 images par seconde. L'acquisition est synchronisée

avec le déplacement de la machine de compression à l'aide d'une application Labview (National Instruments, Nanterre, France) (cf. figure 4-2).

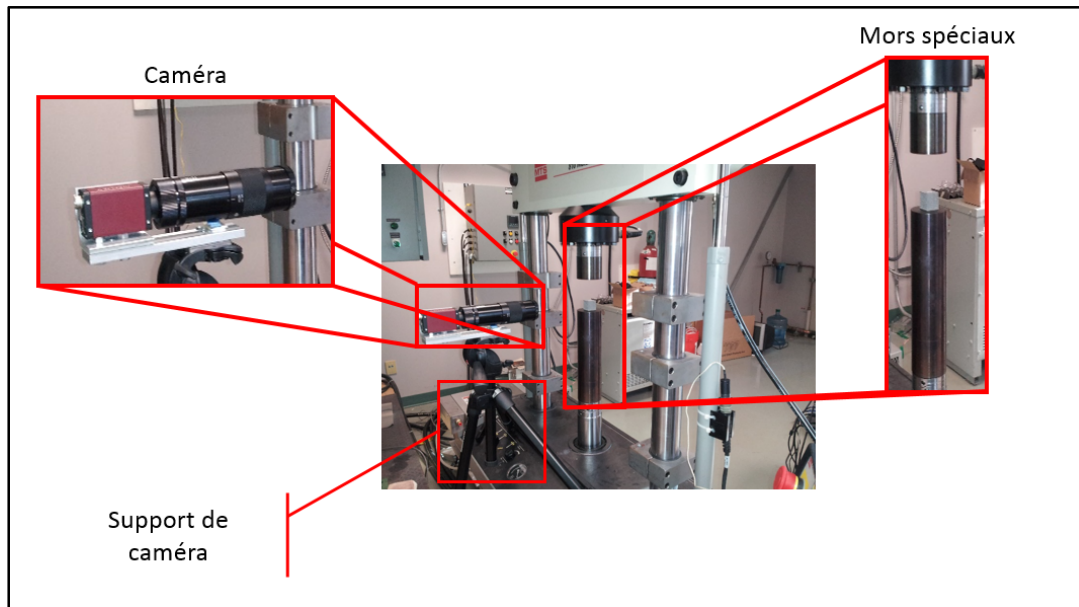


Figure 4.1 Montage d'essai avec la caméra et les mors longs

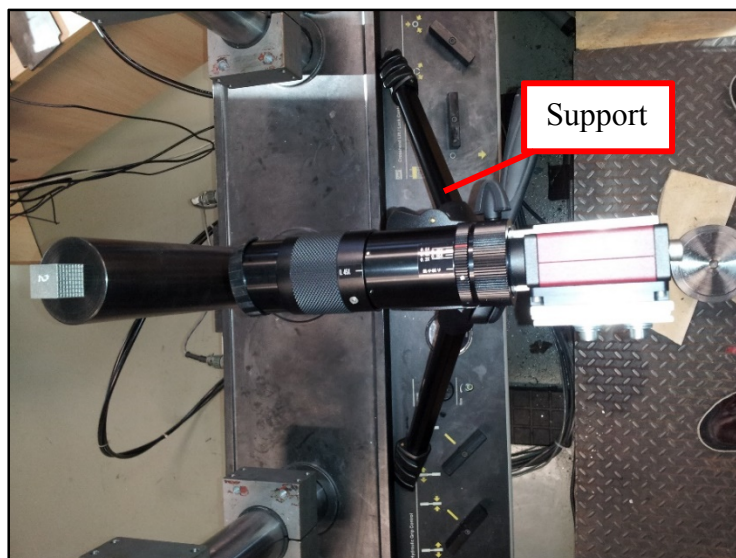


Figure 4.2 Montage de la caméra vue de dessus



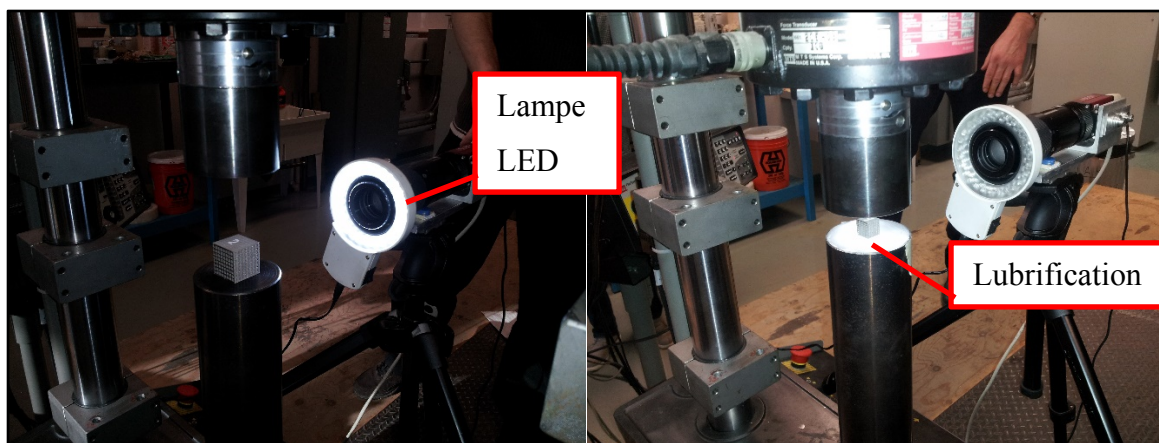


Figure 4.3 Éclairage de l'échantillon et mise en place avec la lubrification

Afin d'obtenir des clichés de bonne qualité et traitables grâce à ImageJ (<http://imagej.nih.gov/ij/>), nous avons dû utiliser un dispositif spécial pour assurer un éclairage optimal. C'est pourquoi nous éclairons avec un éclairage annulaire à D.E.L. à température de couleur 5500 K (cf. figure 4-3).

Pour assurer un bon contact entre nos échantillons et les mors et permettre un déplacement libre aux surfaces de contact, nous avons dû réfléchir à une lubrification. Cette lubrification permettra de supprimer la problématique des efforts de frottement. Pour cela nous avons le choix entre du graphite et du nitrure de bore. Le lubrifiant choisi est du nitrure de bore projeté sur les mors grâce à une bombe aérosol (cf. figure 4-3). La différence entre les deux lubrifiants à notre disposition est que le nitrure de bore gagne en efficacité avec la montée en température et qu'il est de couleur blanche. C'est ce dernier critère qui nous a fait pencher pour le nitrure car il permet un contrôle visuel de la lubrification plus facile lors de son application.

#### 4.1.1.2 Mode opératoire des essais de compression à la rupture

Pour ces premiers essais, nous avons observé en grande partie les recommandations de la norme ISO\_13314\_2011 : essais mécaniques de métaux-essais de ductilité- essais de compression des métaux poreux et cellulaires. Cette norme est celle qui régit les essais en compression des matériaux poreux dont la porosité dépasse 50%. Cependant, en considérant que notre matériau n'est pas destiné à faire office d'absorbant à de potentielles compressions importantes, nous avons décidé de stopper les essais avant la compaction complète des échantillons. En effet, la structure des échantillons a pour but de devenir le matériau de base de prothèses orthopédiques et de ce fait on cherche plus à connaître les propriétés de notre matériau poreux en fonctionnement non endommagé. Le passage en plastique causerait un endommagement prématuré de la prothèse ou du substitut osseux. De plus, compte tenu du faible nombre d'échantillons à notre disposition, nous n'avons pas réalisé l'essai préliminaire qui nous aurait donné une première estimation de la contrainte de plateau.

Pour être certain de pouvoir différencier tous nos échantillons nous les avons tous numérotés de 1 à 6 pour chaque couple diamètre de barre/taille de pore et ainsi permettre d'identifier les fichiers de données et de résultats (cf. ligne 5 du tableau 4-1). Ainsi, on peut faire la corrélation entre les images prises au scan et les propriétés mécaniques.

Pour les essais, on place l'échantillon au centre du mors inférieur avant d'appliquer une pré-charge pour assurer un bon contact entre les mors et l'échantillon. L'essai sera fait à vitesse de déformation constante et on récupèrera les informations de position ( $\Delta L$ ) et d'effort ( $F$ ) en fonction du temps. Les paramètres des essais sont précisés dans le tableau 4-1. On réalise ensuite la montée en charge de l'échantillon jusqu'à sa rupture en prenant 4 images par seconde grâce à la caméra. Nous avons restreint le nombre d'images à 4 pour alléger les enregistrements et garder au moins une image par pourcentage de déformation. La fréquence d'échantillonnage ( $F_{\text{échantillonnage}}$ ) est la fréquence à laquelle on récupère les valeurs d'effort et de déplacement. Lors de cet essai nous avons testé un échantillon de chaque couple diamètre de pore/ diamètre de barre.

Tableau 4.1 Paramètres des essais de compression directe

échantillon	B500P500	B500P1000	B1000P2000
F échantillonnage	50Hz	50Hz	50Hz
Nombre d'images par secondes	4	4	4
Précharge	25N	50N	50N
Vitesse de compression	0.5 mm/min	0.75 mm/min	1.5 mm/min

Les vitesses de compression sont calculées de manière à avoir une vitesse de déformation constante et égale à  $10^{-3}/s$ .  $10^{-3}$  étant le taux de déformation de notre échantillon soit le rapport entre l'épaisseur nominale et l'épaisseur actuelle de l'échantillon.

$$T_{\text{déformation}} = \frac{e_i}{e_0} \quad (3)$$

Avec  $e_i$  l'épaisseur à un instant  $i$  de notre échantillon et  $e_0$  l'épaisseur initiale de notre échantillon avant la compression.

#### 4.1.2 Calcul de la rigidité du montage

Dans le cadre d'un essai de compression classique, il n'est pas nécessaire de mesurer la rigidité du montage car on récupère la déformation des échantillons directement à l'aide d'un extensomètre placé sur nos échantillons. Mais comme nous avons utilisé un montage particulier pour réaliser nos essais, il n'a pas été possible de récupérer les informations de déplacement. En effet, nos échantillons sont trop petits pour être comprimés à l'aide du montage usuel. C'est pourquoi nous avons conçu des mors spéciaux en acier pour faire nos essais. Ces mors étant très longs, il est presque certain qu'ils vont se déformer assez pour nos résultats.

Pour estimer ce défaut, nous avons mis en place un essai sur une éprouvette de traction normalisée et instrumentée avec un extensomètre. Cet essai nous a donné les informations d'effort ( $F$ ), de déplacement ( $\Delta L$ ) de l'extensomètre placé sur l'échantillon et de la machine.

Nous avons ainsi calculé le module d'élasticité de l'éprouvette. Puis nous l'avons modélisée sous SolidWorks (cf. figure 4-4), et nous avons implanté ce modèle et ses propriétés mécaniques expérimentales dans le logiciel ANSYS afin d'évaluer le déplacement complet de l'éprouvette lors de notre test. Grâce à cette simulation, nous avons pu récupérer la rigidité qui est de 49783 N.mm. On peut ensuite corriger la déformation de notre montage sur les courbes de nos essais. Le calcul pour corriger les courbes de compression est le suivant :

$$\Delta l_{\text{corrigé}} = \Delta l_{\text{réel}} - \frac{F}{k_{\text{machine}}} \quad (4)$$

Avec  $\Delta l_{\text{réel}}$  le déplacement des mors,  $F$  l'effort enregistré par la machine au déplacement considéré et  $k_{\text{machine}}$  la rigidité de notre montage (cf. figure 4-5).

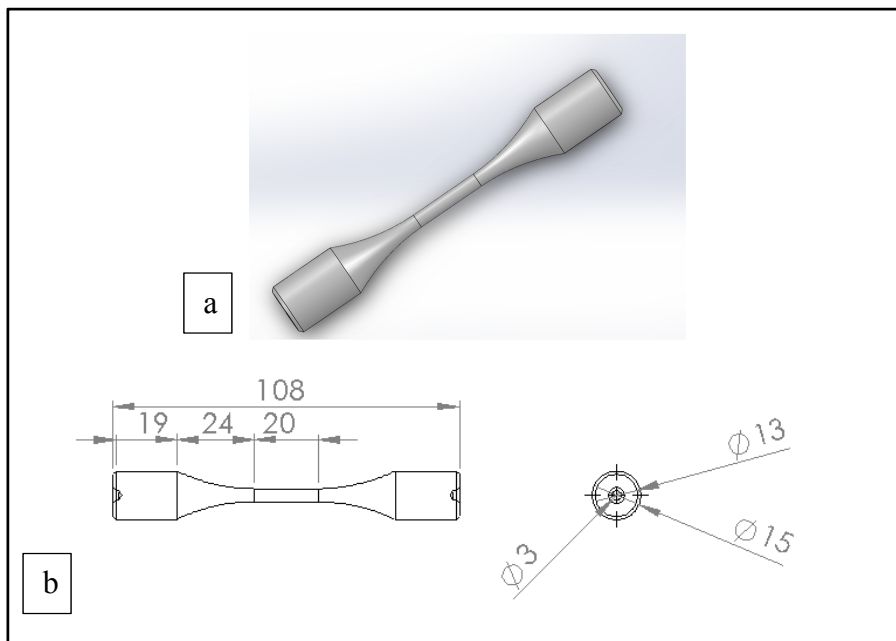


Figure 4.4 Éprouvette de traction modélisée sous SolidWorks (a) et mise en plan cotée en mm (b)



seconde méthode utilise un algorithme Matlab qui permet de réduire le nombre de points de nos courbes et de calculer automatiquement le module d'élasticité de notre échantillon à partir des fichiers textes qui contiennent les résultats des essais. Cette méthode place directement la régression linéaire sur la courbe complète de l'essai et indique la valeur du module d'élasticité ( $E$ ) directement sur cette dernière.

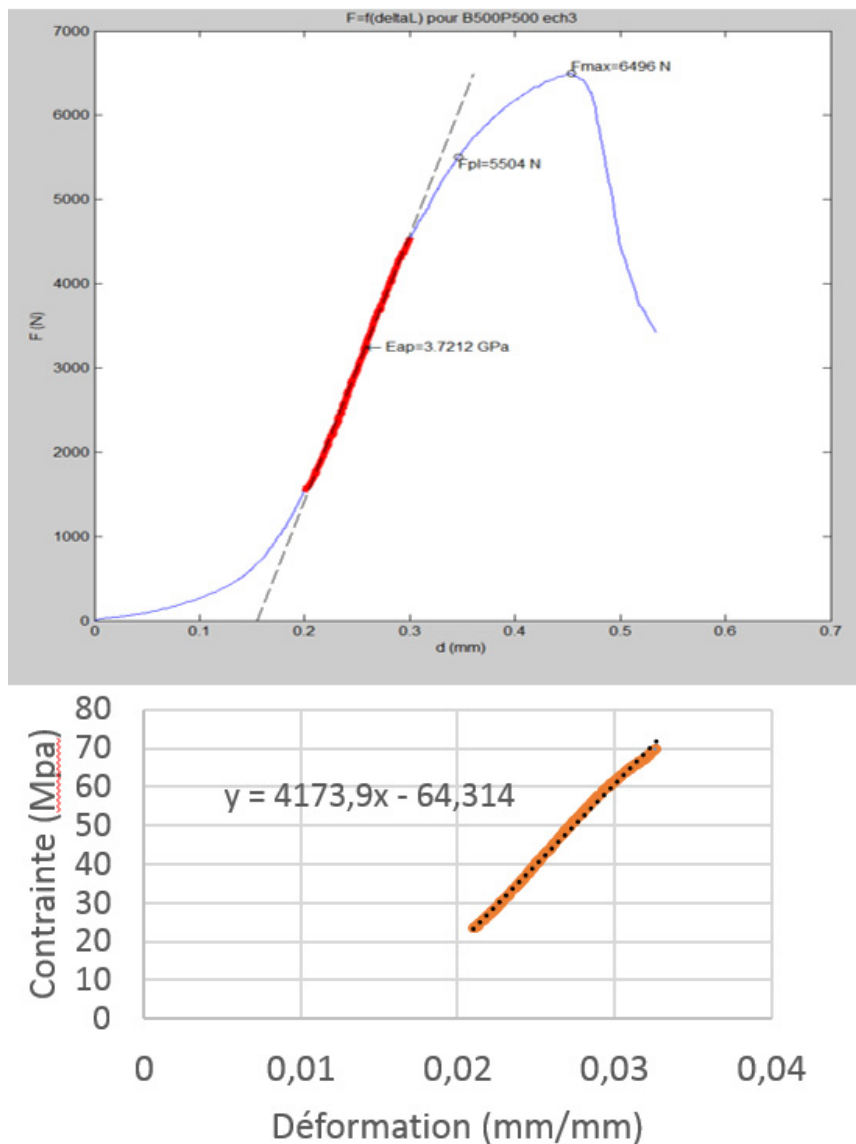


Figure 4.7 Calcul du module d'élasticité apparent avec Matlab et Excel pour l'échantillon B500P500

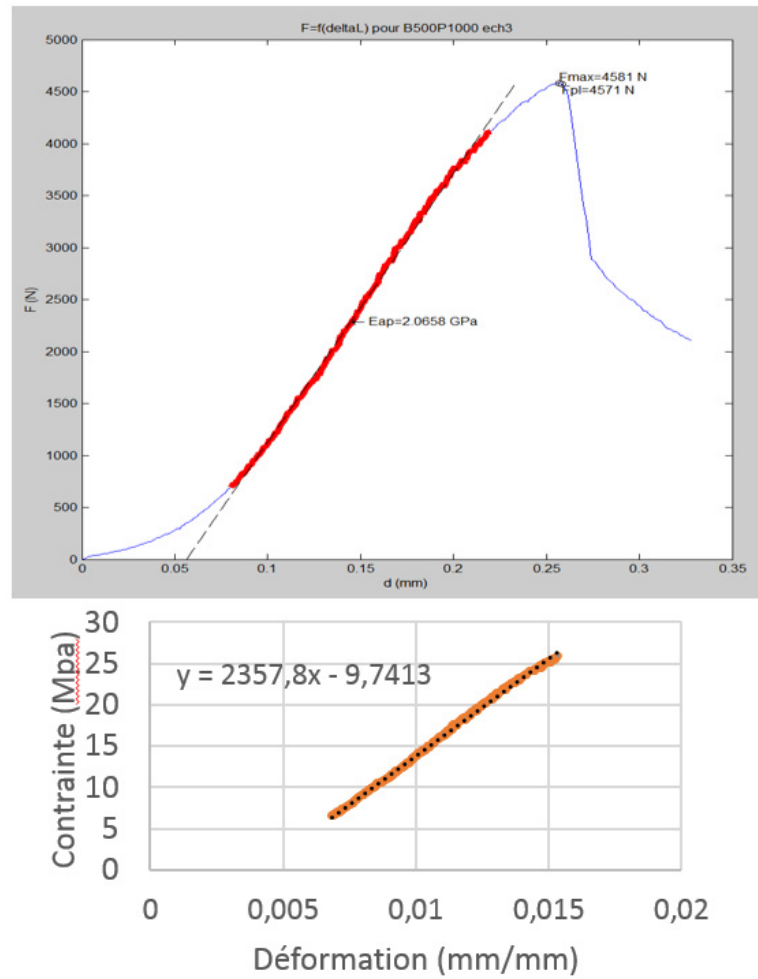


Figure 4.8 Calcul du module d'élasticité apparent avec Matlab et Excel pour l'échantillon B500P1000

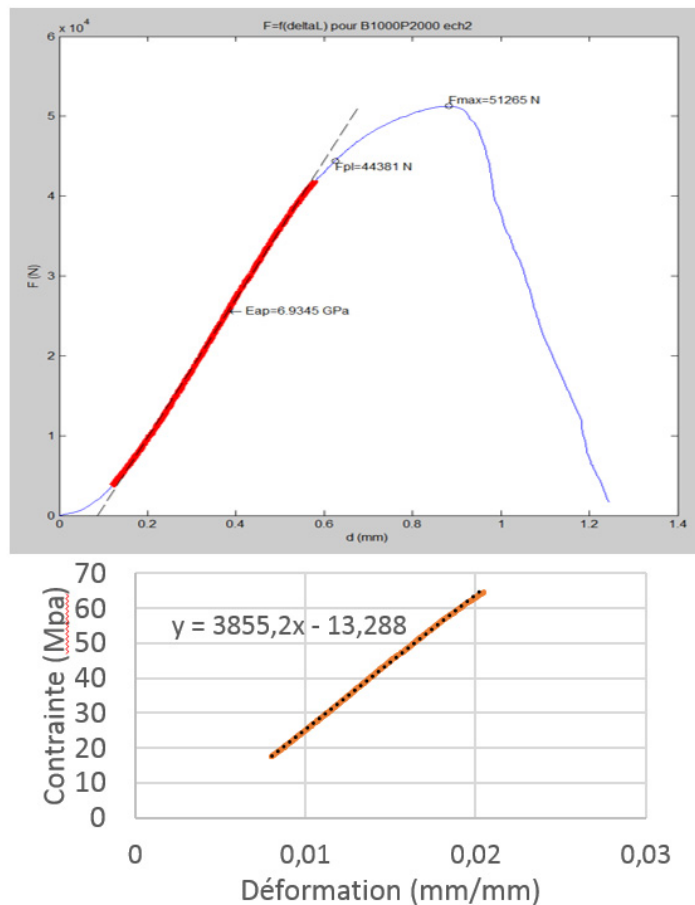


Figure 4.9 Calcul du module d'élasticité apparent avec Matlab et Excel pour l'échantillon B1000P2000

Si on compare les deux méthodes de calcul des modules d'élasticité, on obtient les résultats des figures 4-7, 4-8 et 4-9. On peut voir que pour deux des trois échantillons on trouve des valeurs de module d'élasticité similaires à 0,4MPa près (cf. tableau 4-2), et pour l'échantillon B1000P2000 (c), on trouve des résultats assez différents, on passe de 3,8MPa pour la méthode Excel à 6,9MPa grâce à la méthode Matlab. Cette différence peut s'expliquer par la méthode de calcul qui est la même pour tous les échantillons contrairement à la méthode Excel qui ne garantit pas une répétabilité de l'échantillonnage lors des calculs, mais aussi par le fait que la méthode Matlab utilise des itérations pour isoler la partie linéaire des courbes ce qui change le coefficient directeur de la régression trouvée si on prend une portion plus ou



moins longue de la courbe (ce qui peut expliquer les différences de résultats entre les deux méthodes).

En effet, cette méthode étant manuelle, elle est moins précise qu'une méthode automatique pour un grand nombre de manipulations. La méthode la plus fiable est le programme Matlab sur un grand nombre de courbes d'essais; soit pour le traitement de l'ensemble de nos échantillons.

Tableau 4.2 Comparaison des valeurs des modules d'élasticité apparents pour tous les échantillons

échantillon	B500P500	B500P1000	B1000P2000
E Excel (MPa)	4,1	2,35	3,8
E Matlab (MPa)	3,7	2,06	6,9

#### 4.1.4 Résultats des essais de compression à la rupture

Nous avons testé un échantillon de chaque dimension soit au total 3 échantillons.

##### 4.1.4.1 Échantillon de B500P500

Sur la photo de l'échantillon comprimé (cf. figure 4-10), on peut voir que les étages se sont comprimés dans un motif d'accordéon. Le module d'élasticité ( $E$ ) de cet échantillon est de 3,7 GPa et la contrainte maximale ( $\sigma_{max}$ ) est de 89,9MPa. Ces valeurs découlent de la courbe de l'essai présentant l'effort exercé sur l'échantillon en fonction de la déformation de notre échantillon. La résistance mécanique maximale est la valeur correspondant à la contrainte la plus élevée que nous avons relevée dans le matériau et le module d'élasticité est la valeur de la pente de la partie linéaire de la première pente croissante de notre courbe d'essai.

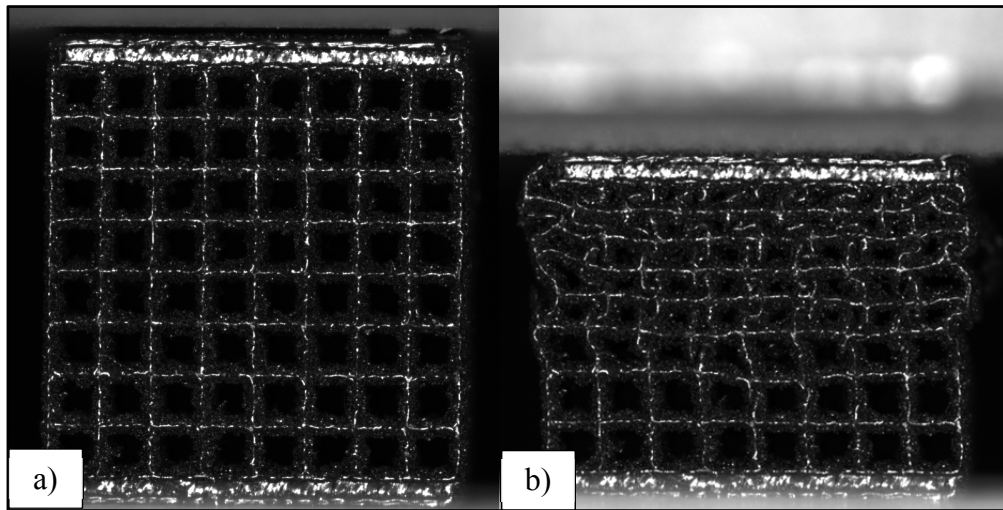


Figure 4.10 Échantillon 3 de B500P500 avant (a) et après compression (b)

La figure 4-11 nous montre l'essai de compression sur l'échantillon B500P500 qui nous donne la courbe de contrainte en fonction de la déformation de l'échantillon. On voit sur le cliché que l'échantillon a été comprimé jusqu'à ce que les 4 premiers étages de barres soient comprimés et on voit ceci aussi sur le graphique car on observe quatre pentes positives de contrainte nettes sur celui-ci.

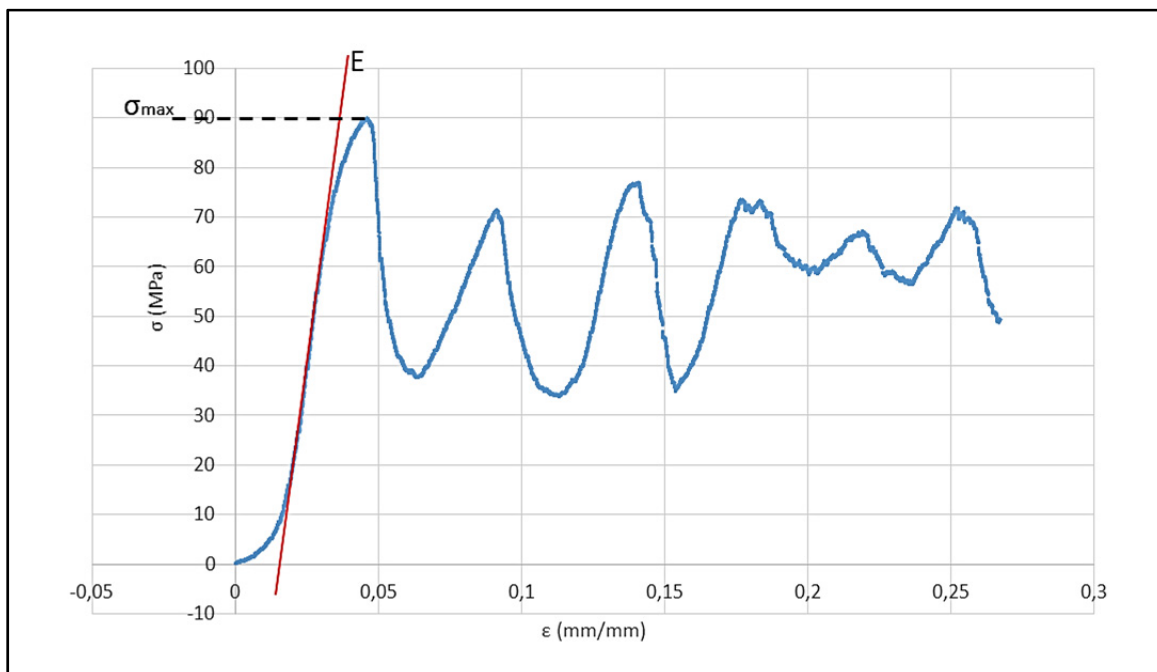


Figure 4.11 Courbe de l'essai de compression de l'échantillon B500P500

#### 4.1.4.2 Échantillon de B500P1000

On voit sur la figure 4-12 que l'échantillon s'est comprimé de manière régulière sur chaque étage. On a un module d'élasticité ( $E$ ) de 2GPa et une contrainte maximale ( $\sigma_{\max}$ ) de 29MPa.

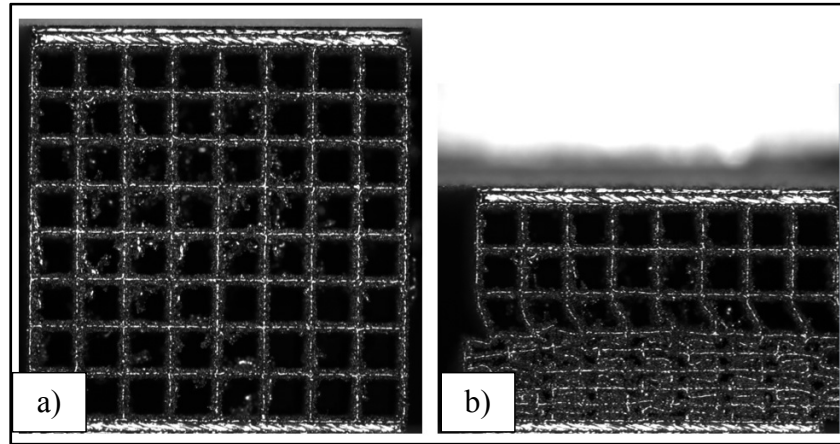


Figure 4.12 Échantillon 3 de B500P1000 avant (a) et après la compression (b)

L'essai de compression sur l'échantillon B500P1000 nous donne la courbe de contrainte en fonction de la déformation de l'échantillon (cf. figure 4-13). On voit sur cette courbe que l'échantillon a été comprimé jusqu'à ce que les 6 premiers étages de barres soient comprimés car on observe six pentes positives de contrainte dans ce graphique.

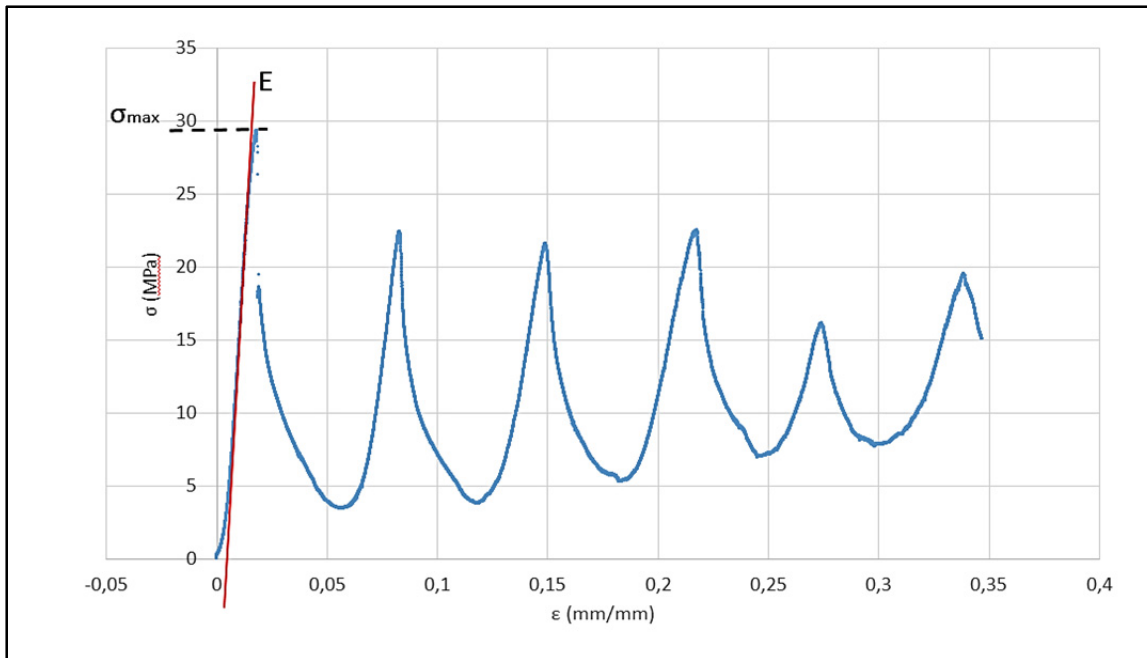


Figure 4.13 Courbe de l'essai de compression de l'essai de B500P1000

#### 4.1.4.3 Échantillon de B1000P2000

Sur la photo de l'échantillon (figure 4-14), on voit que l'étage s'est brisé net au premier étage. Contrairement à nos autres essais, cette rupture a été très violente et a entièrement brisé toutes les barres de l'étage sans les plier (ce qui s'est passé pour les deux autres échantillons). Nous avons donc stoppé l'essai après la rupture du premier étage. En effet, continuer la compression après la rupture de l'échantillon fausserait la suite des résultats de l'essai. On obtient un module d'élasticité ( $E$ ) de 3,8 GPa et une contrainte maximale ( $\sigma_{\max}$ ) de 82,03 MPa.

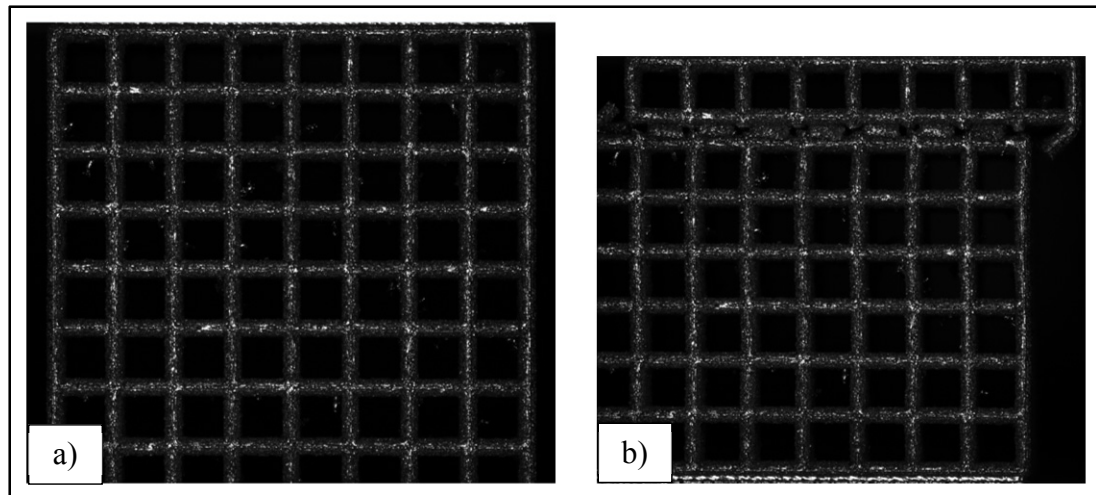


Figure 4.14 Échantillon 2 B1000P2000 avant (a) et après compression (b)

La courbe de l'essai de compression de l'échantillon B1000P2000 est présentée dans la figure 4-15. Elle ne comporte qu'une pente positive de contrainte puisque nous avons stoppé l'essai après la première rupture.

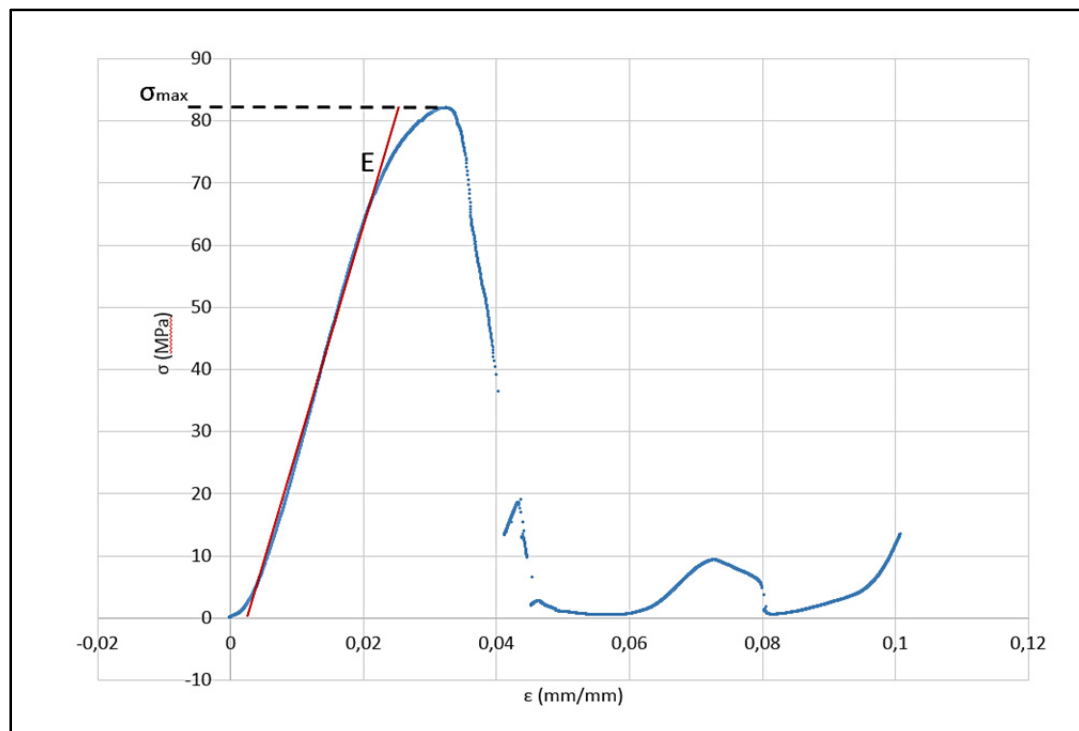


Figure 4.15 Courbe de l'essai de compression de l'échantillon de B1000P2000

#### 4.1.4.4 Comparaison des propriétés mécaniques des 3 échantillons

On constate que les modules d'élasticité des trois échantillons (variant entre 2.3 et 4.1 GPa) sont plus faibles que le module d'élasticité ( $E$ ) d'un os cortical qui est de 16.7 GPa selon M Reimeringer (2014). On se rend compte que les contraintes maximales dans nos échantillons sont proches de celle de l'os cortical pour l'échantillon B500P500 et pour l'échantillon B1000P2000, soient 90MPa et 82MPa pour une valeur de 106MPa pour l'os (cf. tableau 4-3). Alors que l'échantillon B500P1000 possède une contrainte maximale de 30MPa ce qui est très faible par rapport à la résistance mécanique de l'os. On voit aussi que l'échantillon de B500P1000 a une contrainte maximale ( $\sigma_{\max}$ ) plus de deux fois plus faible que celle du B500P500. Cette différence peut être due à la différence d'éclatement entre les deux structures, mais aussi à la présence plus importante de défauts dans la structure B500P1000. Les valeurs de contraintes maximales sont très proches pour les échantillons B500P500 et B1000P2000 alors que les efforts maximums sont très différents. Cette différence est due au passage à la contrainte qui se fait en normalisant la force maximale sur la surface en compression la plus faible de l'échantillon, soit la somme des surfaces de toutes les barres comprimées (cf. (5)).

$$S_{\text{comprimée}} = n_{\text{barres}} \times \pi \times \frac{d_{\text{barre}}^2}{4} \quad (5)$$

Avec  $S_{\text{comprimée}}$  la surface en compression dont la surface est la plus faible,  $n_{\text{barres}}$  le nombre de barres en compression (pour nos échantillons on a 81 barres), et  $d_{\text{barre}}$  le diamètre des barres de l'échantillon considéré.

Tableau 4.3 Propriétés mécaniques des échantillons sur les essais de compression complets

échantillon:	E (GPa)	F <sub>max</sub> (N)	$\Delta l$ à F <sub>max</sub> (mm)	$\sigma_{\max}$ (MPa)
B500P500	4,1	6500	0,435	89,97
B500P1000	2,35	4585	0,247	29,34
B1000P2000	3,8	51267	0,845	82,03
Os cortical (fémur)	9-21	NA	NA	$\approx 130$
Os trabéculaire (fémur)	0,05-0,5	NA	NA	<100
Titane plein	88-128	NA	NA	1220-1280

#### 4.1.4.5 Comparaison entre le modèle numérique de B500P1000 et l'échantillon testé en compression complète

Afin d'estimer la pertinence de faire des essais mécaniques plutôt que de réaliser des simulations numériques directes pour caractériser nos structures, nous avons réalisé une simulation de compression sur le modèle CAO d'un échantillon. Pour cela, nous avons utilisé le module d'analyse par éléments finis du logiciel SolidWorks (Dassault systèmes, Vélizy Villacoublay, France). Nous avons utilisé le maillage le plus fin disponible dans le module (maillage tétraédrique volumique dont les mailles vont de 170 $\mu$ m à 850 $\mu$ m pour un total de 34000 éléments sur le modèle CAO de l'échantillon B500P1000) et nous avons appliqué une force de compression égale à la force maximale exercée sur l'échantillon réel lors du test sur une des deux faces pleines et nous avons bloqué la face opposée en translation dans les 3 directions.

Suite à la simulation, nous comparons le module d'élasticité théorique de notre échantillon avec le résultat obtenu expérimentalement. Nous voyons que le module théorique est fortement supérieur à celui que l'on retrouve par l'expérience. La figure 4-16 représente la simulation des contraintes de Von Mises dans un échantillon de B500P1000 pour un déplacement correspondant à la contrainte maximale expérimentale trouvée lors de notre essai, soit 0,247 mm. Nous avons une contrainte qui s'élève à 3,7GPa pour la valeur théorique et à 0,029GPa pour le test expérimental. Soit une contrainte maximale à la rupture théorique 127 fois supérieure à celle trouvée expérimentalement.

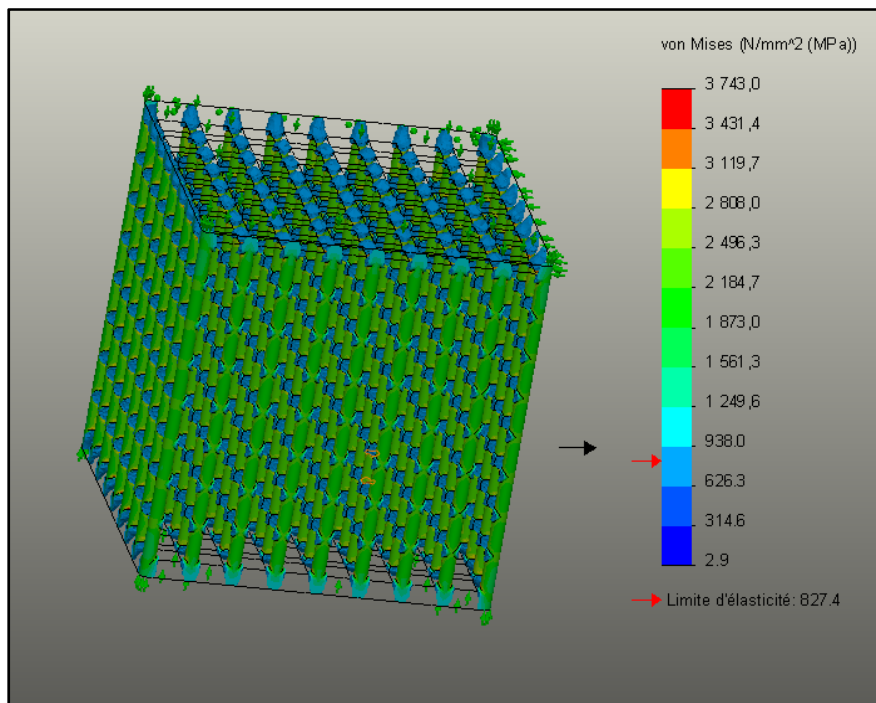


Figure 4.16 Image de la simulation de compression pour le déplacement correspondant au Fmax pour un échantillon B500P1000



#### 4.1.5 Discussion

Les propriétés mécaniques de notre échantillon sont très éloignées des valeurs théoriques obtenues en simulation. Ces résultats sont assez conformes aux précédentes recherches sur le sujet, notamment sur des échantillons EBM. Il est de plus assez logique que l'écart entre nos résultats théoriques et nos résultats pratiques soit plus grand que ceux que l'on trouve dans la littérature (chez Parathasandy par exemple), car nous avons fait une simulation très simpliste en tenant compte d'un minimum de défauts pouvant être présents dans notre échantillon fabriqué. Dans notre cas, on voit que les contraintes maximales théoriques sont 127 fois supérieures à celles trouvées expérimentalement. Cette différence importante peut être imputée à plusieurs facteurs autres que les paramètres de la simulation numérique. Le premier est la rugosité en surface des échantillons, le second est que les plaques que nous avons rajoutées sur nos échantillons pour améliorer le contact lors de l'essai peuvent se déformer et impacter la simulation ce qui expliquerait la différence de résultats. Le troisième est que la présence de nos plaques a pu limiter le déplacement de nos barres et influencer sur le coefficient de poisson ( $\nu$ ) global de nos échantillons. Ce coefficient est le paramètre physique qui traduit la dilatation relative de notre échantillon par rapport à son taux de compression (cf. (6) et figure 4-17).

$$\nu = \left| \frac{\frac{\Delta l}{l}}{\frac{\Delta L}{L}} \right| \quad (6)$$

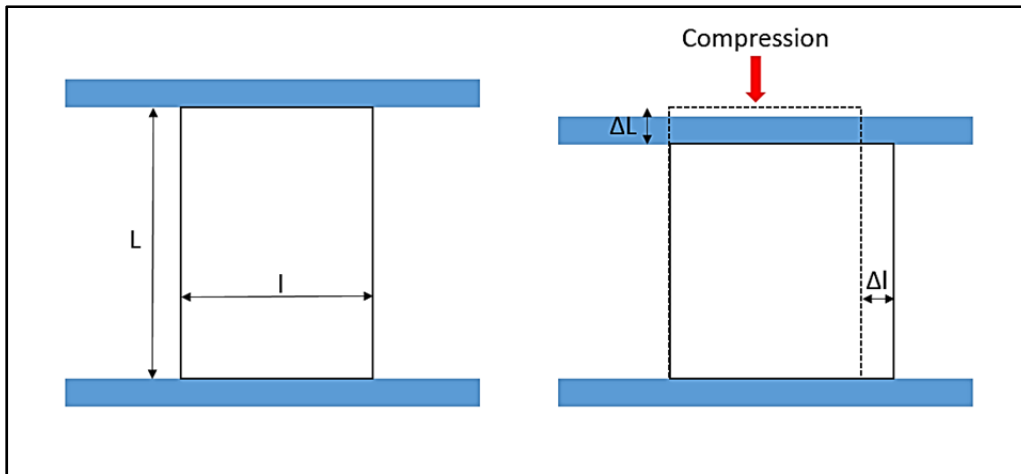


Figure 4.17 Visualisation de la déformation d'un échantillon en compression

Le déroulement de l'endommagement irréversible de nos échantillons est similaire sur tous nos essais. En effet, tous nos échantillons se sont brisés au niveau d'un étage lié à la plaque, mais aussi toujours dans le plan d'observation de l'essai. La direction de rupture est assez prévisible car nous avons vu précédemment que nos barres sont plus fines dans le plan perpendiculaire à la direction de fabrication, ce qui implique donc une zone plus fragile et donc plus susceptible de s'endommager en premier. L'endommagement de notre échantillon B1000P2000 a été néanmoins plus violent que pour les deux autres échantillons, possiblement à cause du niveau de force appliqué sur l'échantillon avant sa rupture (plus de 50kN).

## 4.2 Essais de compression par incréments

D'autres essais ont été réalisés sur deux échantillons que nous avons par incréments; soit en réalisant des cycles de charge et de décharge progressifs en termes de déplacement maximal jusqu'au début de la rupture observée via la courbe de l'essai générée en temps réel et l'observation de l'essai à la caméra.

### 4.2.1 Méthodologie de l'essai

Nous avons décidé pour ces essais d'analyser plus finement les parties de début de la compression et du début de la plastification. Pour cela nous avons réalisé l'essai par incréments sur les zones qui nous intéressent. La méthodologie de l'essai par incréments est la suivante : on effectue un ensemble de cycles de charge/décharge (cf. figure 4-18) jusqu'à ce que l'on soit dans la zone de déformation linéaire correspondant à notre essai de compression continu, puis on recommence le même procédé à partir de la fin de la zone linéaire jusqu'à la rupture de l'échantillon. Cette méthode permettra de détecter les plastifications grâce aux courbes de retour élastique et au phénomène d'hystérésis du matériau (cf. Figure 3-4).

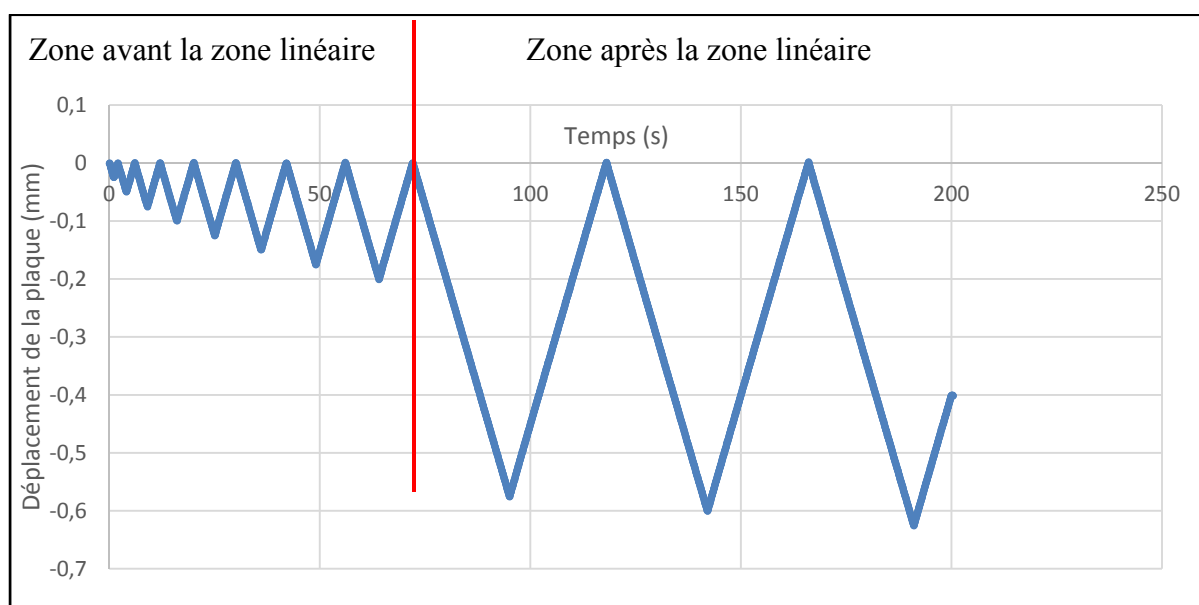


Figure 4.18 Graphique de l'enveloppe de l'essai par incrément

Nous avons utilisé le même matériel pour le montage et pour la récupération des données que pour les essais de compressions complètes. La différence se fait sur un programme qui permet de gérer la position de la colonne de compression en fonction du temps. Ce contrôle en position nous permet de gérer à la fois la vitesse et les formes de nos cycles de chargement.

Nous avons effectué deux essais de compression par incréments, un sur un échantillon de B500P500 et un échantillon de B500P1000. Pour ce qui est des valeurs de transition entre les deux zones d'incrément de compression, nous nous sommes basés sur les valeurs d'effort maximums à la rupture obtenues sur les premiers échantillons de même type.

#### **4.2.2 Résultats**

La figure 4-18 présente les courbes des essais de compression de l'échantillon de B500P500. La courbe bleue est la courbe de l'essai par incréments et la courbe orange est la courbe de l'essai de compression complète. On peut noter que l'enveloppe de la courbe obtenue lors de l'essai par incréments est tout à fait similaire à celle de l'essai de compression complète dans leurs courbures. On constate que l'essai de compression par incréments (courbes en bleu) nous donne une courbe d'enveloppe plus comprimée selon l'axe des abscisses ( $\Delta L$ ) par rapport à la courbe des essais de compression complets (courbes en orange). C'est-à-dire qu'il nous faut un effort plus important pour atteindre un même déplacement de notre échantillon. On voit donc que l'effort maximal (correspondant à la contrainte maximale) est sensiblement identique pour les deux essais, soit environ 6500N, mais qu'il survient pour un déplacement plus faible, 0,12mm de moins soit 1% de taux de compression en plus, lors de notre essai par incréments. Enfin, on constate que l'essai par incréments modifie la longueur de la partie linéaire de la courbe de compression de notre échantillon et laisse moins de zone non linéaire à chaque incrément jusqu'à la rupture de notre échantillon.

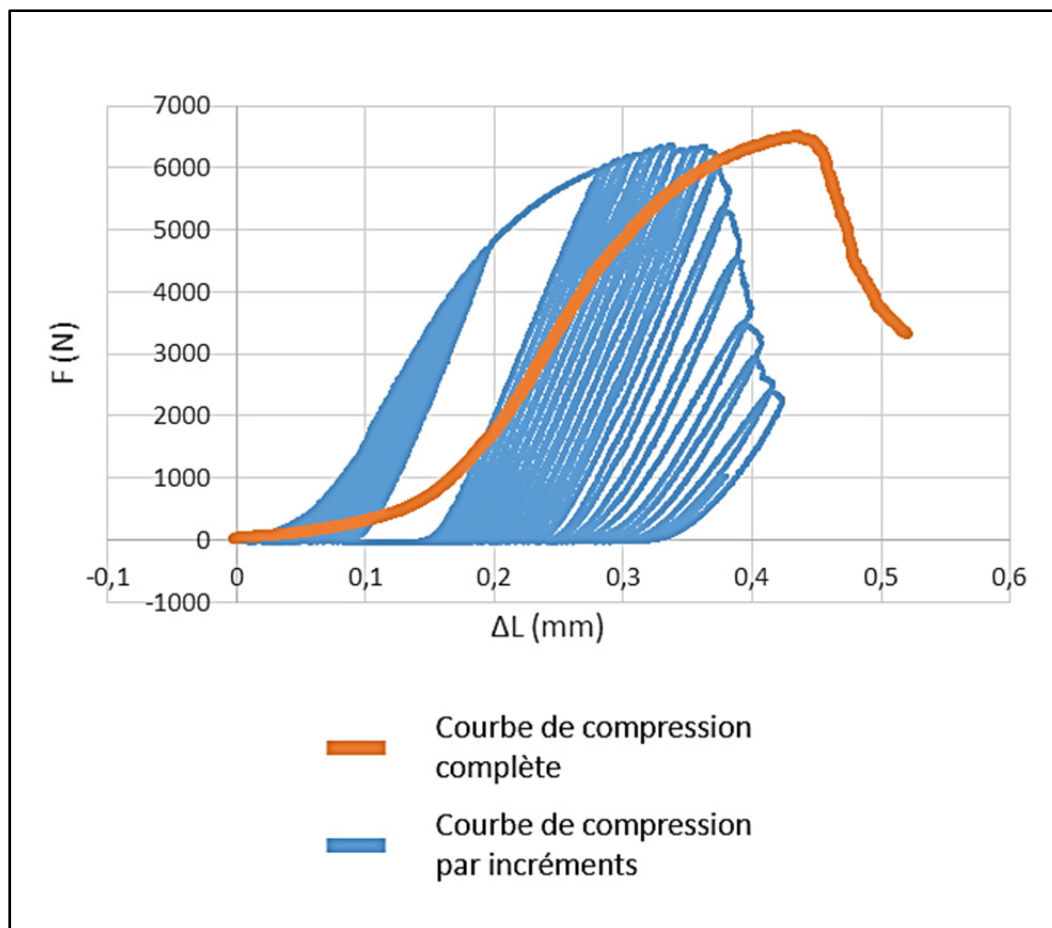


Figure 4.19 Courbes de compression pour l'échantillon B500P500

La figure 4-19 présente quant à elle les courbes de compression pour l'échantillon B500P1000. Les deux enveloppes des courbes sont similaires dans leur courbure, mais il y a toujours un décalage selon l'axe des abscisses ( $\Delta L$ ) entre les deux courbes. On voit donc que l'effort maximal est proche pour les deux essais. En effet, on passe de 4500N pour l'essai de compression complet à 4450N pour l'essai de compression par incréments. Mais ce maximum d'effort survient pour un déplacement plus faible lors de notre essai par incréments, 0,03mm de moins soit 0,3% de taux de compression en plus. Cet essai ne comportant que les incréments situés après la pente élastique (cf. section 4.2.1, figure 4-18), il ne nous permettra pas d'étudier le comportement sur les premiers incréments de compression.

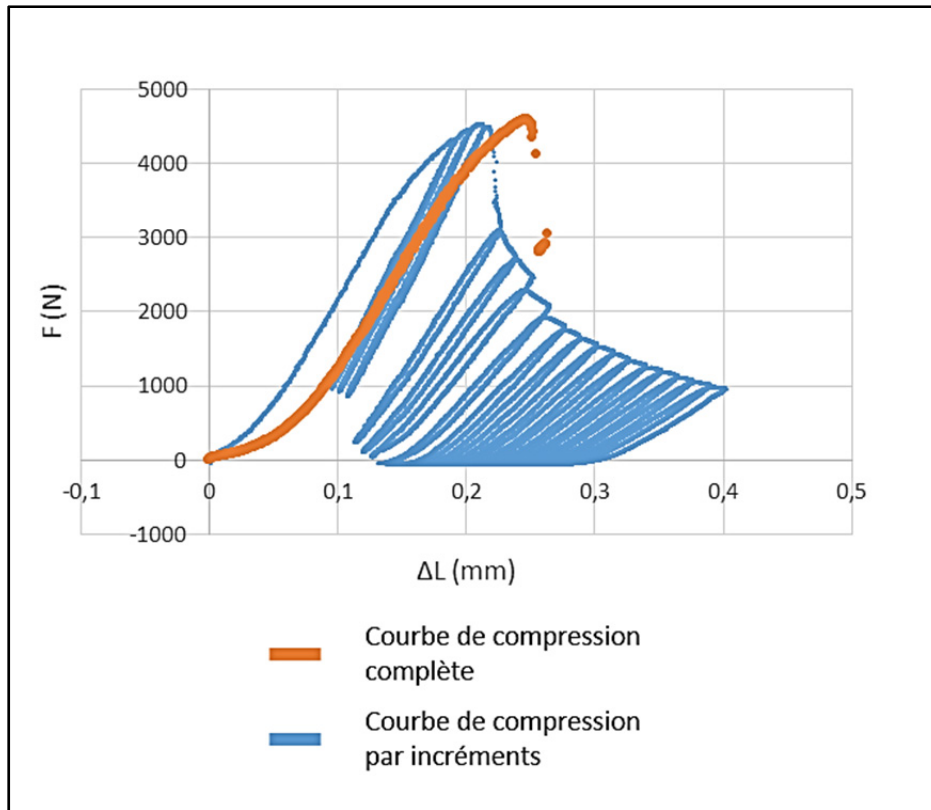


Figure 4.20 Courbes de compression pour l'échantillon B500P1000

Nous avons ensuite comparé les pentes entre les différents maximums de déplacement de notre essai de compression par incréments sur l'échantillon B500P500. La figure 4-21 définit les termes intervenant dans nos calculs et notre étude. Cette pente permet de visualiser en partie l'effet de la plastification de notre échantillon. De plus comme nous étudions un métal réel, nous avons pu voir qu'il y a des zones non linéaires dans les courbes de compression de notre structure poreuse en titane, notamment au tout début de nos essais de compression. Ces non-linéarités traduisent des déformations plastiques de notre matériau.

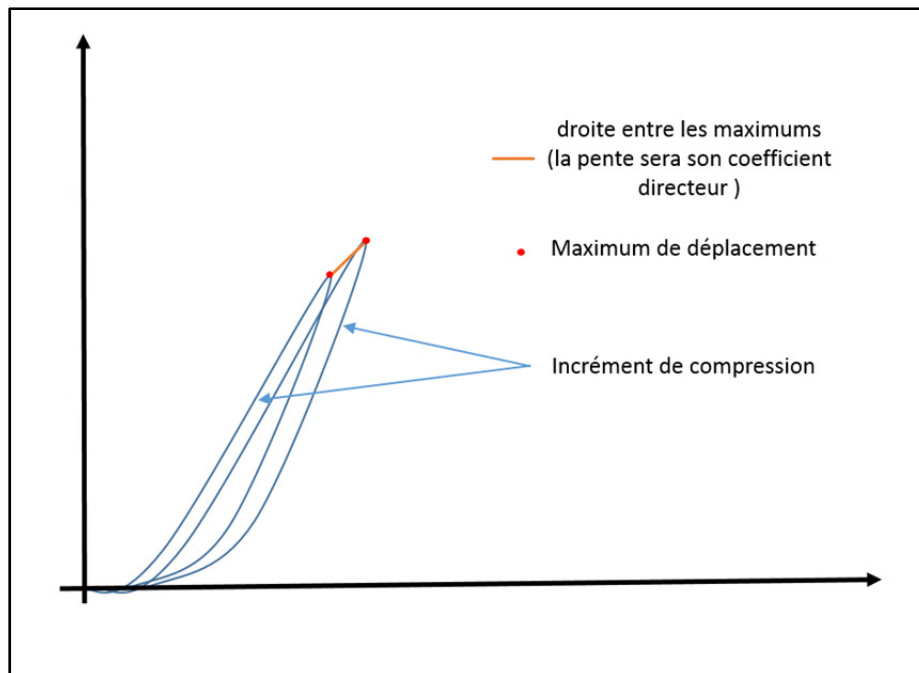


Figure 4.21 Définition des termes de calcul des pentes entre les maximums de compression

Nous avons réalisé les traitements suivants uniquement sur l'échantillon B500P500 car nous ne disposons pas des valeurs des premiers incréments de compression pour l'échantillon B500P1000.

En effet, dans l'industrie on utilise des méthodes de formage à froid qui consistent à déformer de manière plastique des pièces afin de modifier les propriétés mécaniques de ces dernières (limite d'élasticité et dureté). Ces modifications se font à une échelle microstructurale dans le matériau. Un écrouissage est une étape de préparation mécanique qui vise à réaliser cette adaptation des propriétés mécaniques en augmentant le nombre de défauts présents dans une pièce. Ce phénomène correspond aux sollicitations auxquelles nos échantillons testés par essais de compression par incréments ont été exposés.

La figure 4-22 rassemble les valeurs des pentes entre les maximums de notre essai par incréments sur l'échantillon B500P500. Les valeurs de nos pentes nous montrent le bénéfice de l'écroutissage et aussi le point de rupture de notre échantillon. En effet, on voit que jusqu'à un déplacement de 0,1mm la valeur de la pente est croissante puis elle se met ensuite à diminuer. Le point de rupture est le moment où notre valeur de pente passe à zéro.

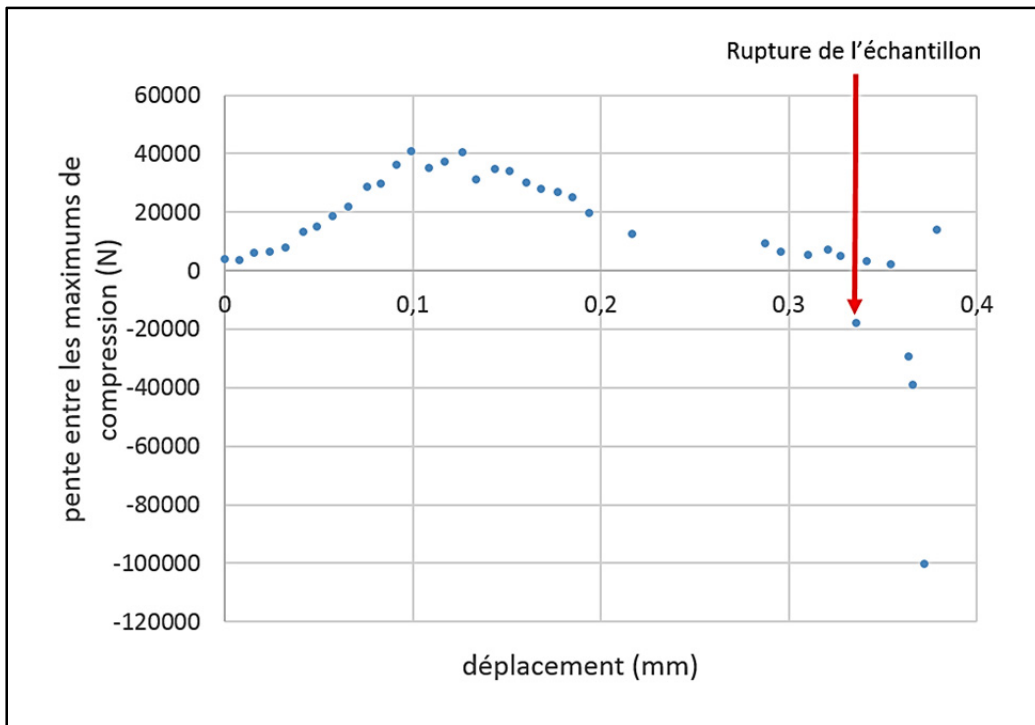


Figure 4.22 Visualisation des valeurs des pentes entre les maximums de compression pour l'échantillon B500P500

La figure 4-23 montre que les aires des cycles de plastification augmentent au cours de l'essai. On voit aussi une augmentation significative des aires de nos cycles après la rupture de notre échantillon. Le grossissement sur les premières montées en charge nous montre que nous avons bien une déformation plastique dès le début de notre essai de compression.



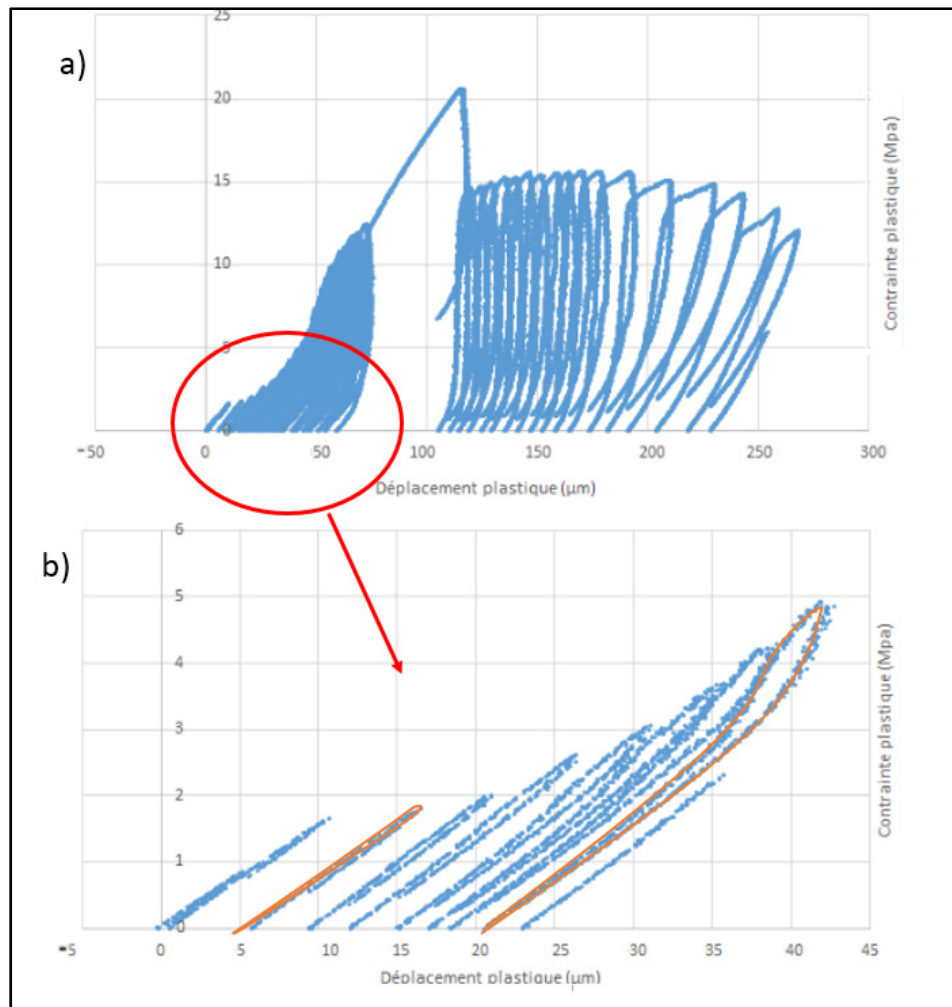


Figure 4.23 Visualisation des cycles d'hystérésis sur l'échantillon B500P500  
 a) courbe complète de l'essai; b) agrandissement des premiers cycles

### 4.2.3 Conclusions sur les essais de compression par incréments

Les essais de compression par incréments nous ont permis de constater que la sollicitation répétée de nos échantillons et ce avec un déplacement de plus en plus important a écroui notre matériau poreux. En effet on voit sur la figure 4-18 qu'entre les courbes de montée en charge la proportion de la courbe linéaire par rapport aux zones non linéaires augmente. On rend donc grâce à ce procédé notre matériau plus semblable à la courbe théorique d'un matériau élastoplastique. Il serait donc plus facile de prévoir le comportement de nos échantillons suite à un tel traitement. De plus sur la figure 4-22, on voit bien que l'amélioration des propriétés mécaniques à l'aide de l'augmentation de la valeur de la pente entre deux pics de compression n'est effective que jusqu'à un déplacement de 0.1mm pour l'échantillon de B500P500. Ce constat est aussi visible sur la courbe de l'essai de compression par incréments (figure 4-19), car on voit bien que la forme la courbe de montée en charge se stabilise à partir de ce déplacement maximum.

On voit aussi que la partie non linéaire présente en amont de la partie élastique linéaire (cf. figure 4-23) dans nos essais présente déjà des aires de déformation plastiques importantes et qui s'agrandissent au fur et à mesure de nos incréments de compression. On peut donc estimer que cette partie non linéaire est potentiellement due à un écrouissage global de notre échantillon et non à une simple compression de la rugosité des plaques pleines servant de point d'application de la force de compression sur nos échantillons.

On peut donc imaginer qu'un écrouissage réalisé sur nos échantillons après leur fabrication pourrait minimiser les parties non linéaires et ainsi homogénéiser les propriétés mécaniques de nos échantillons. En effet, nos essais ont été réalisés sur des échantillons bruts et nous aurions potentiellement eu des résultats différents si nous avions testé des échantillons sur lesquels nous aurions effectué des opérations de finitions. En effet, un brossage ou un sablage de nos échantillons pourrait améliorer l'état de surface général ou retirer certaines bavures présentes.

Comme nos échantillons sont faits d'un matériau poreux dont le but est de devenir un substitut osseux dans des implants orthopédiques, il est important que les sollicitations qui lui sont appliquées le sollicitent toujours dans son domaine élastique. Or, ces essais de compression par incréments nous ont permis de vérifier que notre matériau était sollicité autant dans son domaine élastique que dans son domaine plastique pour de faibles contraintes (entre 0 et 10MPa). Il est donc nécessaire de minimiser cette influence pour assurer que notre matériau sera adapté à cet usage. Cependant, nous n'avons pas pu tester l'échantillon de B1000P2000 qui possède déjà une zone non linéaire au début de sa courbe de compression moins importante que les deux autres dimensions de porosité. Il est probable que sa courbe d'essai par incrément nous aurait montré une plastification moins importante sur le début de l'essai en comparaison des échantillons de B500P500 et de B500P1000.



## CONCLUSION

L'utilisation des métaux poreux dans la fabrication de prothèses orthopédiques est la problématique de fond sur laquelle se basent les travaux présents dans ce mémoire. Cette porosité est une des réponses apportées par la recherche pour remédier aux problèmes de stress shielding qui semble mener au descellement des prothèses orthopédiques. Nous avons plus particulièrement étudié ici une méthode de fabrication particulière : la technologie SLS de fabrication additive. Tout ce travail constitue un travail préliminaire à la fabrication et à l'étude de structures poreuses plus complexes, comme des structures de type diamant, et à une meilleure maîtrise du procédé de fabrication.

Nous avons étudié plusieurs aspects de la création de structures poreuses en titane pour le domaine biomédical. Le premier aspect est la fabrication des échantillons poreux et la technologie utilisée pour les réaliser, soit la technologie de fabrication SLS. Le second est une étude dimensionnelle de nos échantillons et le dernier aspect est une étude des propriétés mécaniques des échantillons que nous avons fabriqués.

En ce qui concerne la fabrication des échantillons, nous avons vu que les échantillons trop élancés ne peuvent pas être réalisés par la machine SLS (notamment les échantillons B500P2000). Nous avons pu observer que les échantillons dont les barres ont un diamètre de 500 $\mu$ m comportent plus de bavures que les échantillons possédant des barres plus épaisses.

Le scan de nos échantillons grâce à une machine de  $\mu$ CT-scan puis le traitement des images récupérées nous a permis de voir que le procédé de fabrication rend en général les barres plus fines que modélisées en CAO. Nous avons aussi montré que l'orientation des barres a une forte influence sur le diamètre moyen apparent de ces dernières. Nous avons vu aussi que les inclinaisons de nos barres sont d'autant plus fréquentes et importantes que les barres sont fines et élancées.

Les tests mécaniques de compression nous ont montré que le module d'élasticité de nos échantillons s'approche l'ordre de grandeur de celui de l'os cortical (qui se situe entre 12 et 16GPa). Cependant, en termes de contraintes on se rend compte que les valeurs expérimentales que nous avons obtenues sont très différentes des prévisions théoriques. La contrainte subie par notre structure est le paramètre qui va directement influencer sur le phénomène de stress shielding si on l'applique à un implant orthopédique. Il est donc nécessaire de pouvoir calculer de manière théorique la limite conventionnelle d'élasticité ( $\sigma_{0,2}$ ) afin d'assurer que notre structure reste dans son domaine de sollicitation élastique. En effet, une déformation irréversible (plastification) n'est pas compatible avec le fonctionnement normal d'un implant orthopédique.

Or comme nous avons pu le constater sur nos courbes d'essai de compressions complètes (cf. section 4.1.4), une partie non linéaire de déformation est présente au début de nos compressions. C'est pourquoi nous avons décidé de réaliser des essais de compression par incréments afin de pouvoir évaluer plus précisément le comportement mécanique de nos échantillons sur les zones non linéaires de la courbe d'essai de compression. Ces essais nous ont montré qu'une plastification de notre échantillon survient au début de sa compression, ce qui est incompatible avec le mode d'utilisation d'un implant orthopédique. Cependant, nous avons aussi constaté que nos essais de compression par incréments ont eu pour effet d'écrouir nos échantillons. Cet écrouissage a permis de réduire la première partie non linéaire dans le comportement de notre matériau poreux. Il est donc sans doute possible d'utiliser ces structures poreuses pour fabriquer des implants orthopédiques, mais il sera nécessaire de réaliser des traitements de finition mécaniques (sans doute de l'écrouissage) pour adapter le comportement mécanique de ces structures à l'usage pour lequel elles sont conçues.

Il est encore très difficile de prédire entièrement le comportement mécanique de ces mésostructures poreuses de manière certaine, mais ces travaux vont permettre d'optimiser des simulations numériques de comportement de ces structures et ainsi permettre de mieux les comprendre et les utiliser. En effet, l'implantation des données géométriques, que nous avons pu collecter sur les échantillons, dans des modèles de simulation numérique va

permettre de prendre en compte les défauts de fabrication dans la simulation du comportement de nos structures. De plus, les résultats des essais de compression vont permettre de comparer les modèles numériques obtenus aux résultats expérimentaux et ainsi permettre la validation de ces modèles.





## RECOMMANDATIONS

En ce qui concerne le procédé de fabrication SLS, nous avons pu constater que ce dernier n'est pas complètement maîtrisé, du moins pour de la création de porosité contrôlée de la taille qui nous intéresse, car les dimensions des parties solides que nous fabriquons sont proches des capacités limites de précision de la machine. C'est pourquoi il serait très intéressant d'étudier plus en détail l'influence des procédés de fabrication pour la fabrication de nos échantillons poreux. Notamment l'influence de la vitesse de déplacement du système de remplissage, des paramètres du laser et de l'orientation de nos échantillons.

Une autre piste intéressante qui découle de cette analyse serait de vérifier si une prise en compte de la déformation observée de nos barres après la fabrication peut permettre de réaliser des pièces plus proches de notre conception initiale. Cette technique est déjà utilisée dans certains secteurs de l'industrie pour la conception des bruts, par exemple en fabrication des bruts destinés au pliage ou au formage ou encore pour les bruts de frittage.

Afin d'avoir des résultats plus précis et des écarts statistiques plus faibles sur nos résultats, il serait intéressant de fabriquer plus d'échantillons et effectuer plus de tests de compression sur ces échantillons.

Le  $\mu$ CT-scan pourrait être utilisé dans le futur pour faire du contrôle de qualité sur la fabrication de nos échantillons. L'avantage d'un tel test est de réaliser un contrôle très précis et non destructif.

Il reste aussi de bonnes améliorations à développer pour rendre le traitement d'images plus rapide et plus précis. En effet, il serait très intéressant de faire le traitement des dimensions des échantillons directement en trois dimensions. De plus, une automatisation complète des plug-ins ImageJ permettrait de faire plus facilement le traitement des images de nos échantillons et ainsi laisserait plus de temps pour le traitement des données.

Pour ce qui est du comportement mécanique des structures, il serait intéressant d'étudier la mécanique de rupture de nos échantillons poreux afin de mieux prévoir et sans doute de mieux concevoir des structures poreuses en titane fabriquées grâce à la machine SLS. Enfin, dans une optique plus proche de la fabrication de prothèses, on pourra envisager de réaliser une étape d'écrouissage afin d'améliorer le comportement mécanique de futures prothèses. Un autre paramètre qui serait intéressant à étudier est l'influence des plaques pleines, ou de la présence d'une coque solide autour des échantillons que nous avons fabriqués et de les comparer à un échantillon uniquement constitué de notre mésostructure poreuse.

## LISTE DE RÉFÉRENCES BIBLIOGRAPHIQUES

- Atzeni, E., et al.. 2014. « Additive manufacturing as a cost-effective way to produce metal parts ». In *6th International Conference on Advanced Research in Virtual and Physical Prototyping, VR@P 2013*, (Leira, Portugal, 1 octobre 2013 – 5 octobre 2013), Taylor & Francis - Balkema.
- Barbas, A., et al.. 2012. «Development and mechanical characterization of porous titanium bone substitutes ». *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 9, p. 34-44.
- de Beer, N., Van der Merwe, A.. 2013. « Patient-specific intervertebral disc implants using rapid manufacturing technology ». *Rapid Prototyping Journal*, vol. 19, n°2, p. 126-139.
- Heinl, P., et al.. 2007. « Cellular Titanium by Selective Electron Beam Melting ». *Advanced engineering Materials*, vol. 9, n° 5, p. 360-364.
- Heinl, P., et al.. 2008. « Cellular Ti–6Al–4V structures with interconnected macro porosity for bone implants fabricated by selective electron beam melting. ». *Acta Biomaterialia*, vol. 4, n° 5, p. 1536-1544.
- ISO. 2011. *ISO 13314\_2011 : « Essais mécaniques des métaux - Essais de ductilité - Essai de compression des métaux poreux et cellulaires »* Norme ISO, ISO 13314\_2011. 14 p.
- Kruth, J. P., et al.. 1998. «Progress in Additive Manufacturing and Rapid Prototyping. » *CIRP Annals - Manufacturing Technology*, vol. 47, n°2, p. 525-540.
- Les numériques. 2013. « Imprimante / Actualités / Un plâtre en 3D, léger et aéré pour réparer les os cassés ». In *les numériques*. En Ligne. < <http://www.lesnumeriques.com/imprimante/platre-en-3d-leger-aere-pour-reparer-os-casses-n30203.html> >. Consulté le 5 juin 2014.
- Low, K. H., et al.. 2001. « Characterization of SLS parts for drug delivery devices. » *Rapid Prototyping Journal*, vol. 7, n°5, p. 262-267.
- Macovei, L., et al.. 2013. « Viscosupplementation treatment method in light and medium arthrosis ». In *4th IEEE International Conference on E-Health and Bioengineering, (EHB 2013)*, (Iasi, Roumanie ,21 novembre 2013 – 23 novembre 2013), IEEE Computer Society.

- Monnier, P. 2014. « La Prothèse Totale de Hanche (PTH par voie Mini-Invasive ». In *Monnier-Ortho*. En ligne. <[http://www.monnier-ortho.com/Prothese\\_Totale\\_de\\_Hanche\\_Mini\\_Invasive.html](http://www.monnier-ortho.com/Prothese_Totale_de_Hanche_Mini_Invasive.html)>. Consulté le 8 décembre 2014.
- Orthomed S.A.S.. 2014. « Produits, genou/substituts osseux ». In *Orthomed S.A.S.* En Ligne. <[http://www.orthomed.fr/products/zone/knee/product/catalog\\_product20591.fr.htm](http://www.orthomed.fr/products/zone/knee/product/catalog_product20591.fr.htm)>. Consulté le 21 janvier 2015.
- Parthasarathy, J., et al.. 2010. «Mechanical evaluation of porous titanium (Ti6Al4V) structures with electron beam melting (EBM). » *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, vol. 3, n°3, p. 249-259.
- Parthasarathy, J.. 2014. « 3D modeling, custom implants and its future perspectives in craniofacial surgery ». *Annals of Maxillofacial Surgery*, vol. 4, n°1, p. 9-18.
- Pham, D. T., et R. S. Gault. 1998. « A comparison of rapid prototyping technologies ». *International Journal of Machine Tools and Manufacture*, vol. 38, n° 10–11, p. 1257-1287.
- Pôle européen de la céramique. 2014. « Accueil du site / Les céramiques / Une infinité d'usages possibles / Médical ». In *Pôle européen de la céramique*. En Ligne. <<http://www.cerameurop.com/spip.php?article118>>. Consulté le 12 septembre 2014.
- Pruitt, L., Chakravartula A., Ayyana M.. 2011. *Mechanics of Biomaterials - Fundamental Principles for Implant Design*. Cambridge University Press, 696 p.
- Reimeringer, M., et al.. 2013. «The influence of uncemented femoral stem length and design on its primary stability: a finite element analysis. » *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering*, vol. 16, n°11, p. 1221-1231.
- Stryker. 2014. « Products Spotlights : Accolade II ». In *Stryker official website*. En Ligne. <<http://www.stryker.com/en-us/products/Orthopaedics/index.htm>>. Consulté le 10 janvier 2015.
- Vayre,B. et al. 2012. «Metallic additive manufacturing: state-of-the-art review and prospects. » *Mechanics & Industry*, vol. 13, p. 98-96.
- Vlasea, M., et al.. 2013. «A combined additive manufacturing and micro-syringe deposition technique for realization of bio-ceramic structures with micro-scale channels. » *International Journal of Advanced Manufacturing Technology*, vol. 68, n°9-12, p. 2261-2269.

Zimmer, 2014. « Zimmer's Hip Replacement Technology : lifetime wear testing ». In *Forever Hip*. En ligne. <<http://www.foreverhip.com/hip-technology.html>>. Consulté le 7 février 2015.